Aus der Klinik und Poliklinik für Kieferchirurgie
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. Dr. F. Schröder

FLUORESZENZMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNGEN VON SCHRAUBENIMPLANTATEN AM KIEFER DES SCHWEINES

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n
verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Robert Willecke
aus Aschaffenburg

Würzburg, den 5. Juli 1980

1981

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543519_0072

Aus der Klinik und Poliklinik für Kieferchirurgie
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. Dr. F. Schröder

FLUORESZENZMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNGEN VON SCHRAUBENIMPLANTATEN AM KIEFER DES SCHWEINES

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n
verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Robert Willecke
aus Aschaffenburg

Würzburg, den 5. Juli 1980

Referent: Priv.Doz. Dr. med. G. Schargus

Korreferent: Professor Dr. Dr. med. F. Schröder

Dekan: Professor Dr. med. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 4. 2. 1981

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Würzburg

INHALT

		Seite
I	EINLEITUNG	1
II	LITERATURÜBERSICHT	3
	Geschichtlicher Überblick	3
	Die Reaktion des Gewebes auf Fremdkörperimplantation	9
	Die Durchtrittsstelle des Implantates durch die Gingiva	13
	Die Indikation zur Implantation	17
III	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	
	Material und Methode	19
	Implantate und Implantationsverfahren	20
	Vergleiche: Belastete und unbelastete Implantate	22
	Klinische und röntgenologische Untersuchungen	22
	Histologische und fluoreszenzmikroskopische Untersuchungen	24
IV	ERGEBNISSE	28
	Klinische Kontrollen	28
	Beurteilung der Ergebnisse, Erfolg - Mißerfolg	37
	Röntgenuntersuchungen	39
	Histologische Untersuchungen	43
	Hellfeldmikroskopie	
	Fluorexzenzmikroskopie	46
V	DISKUSSION	55
VI	ZUSAMMENFASSUNG	75
VII	LITERATUR	78

I. EINLEITUNG

Der Zahnarzt wird regelmäßig mit Patienten konfrontiert, deren Prothesenlager nicht die erforderlichen Eigenschaften zur Eingliederung einer Totalprothese und damit zur Wiederherstellung der vollen Kaufunktion bietet.

Bei Alveolarkammatrophien größeren Ausmaßes haben sich die operativen Methoden der relativen oder der absoluten Alveolarkammerhöhung bewährt. In dem Bestreben, noch besseren Halt für den totalen Zahnersatz zu schaffen, und um darüberhinaus in besonders gelagerten Fällen auf totalen oder partiellen Zahnersatz überhaupt verzichten zu können, suchte man nach direkten Fixationsmethoden. Es wurden subperiostale Gerüstimplantate konstruiert und eingesetzt, mit denen jedoch, abgesehen von den Neuesten, über die Aussagen noch nicht möglich sind, kein Dauererfolg erzielt werden konnte.

Als Alternative hierzu unternahm man vor etwa 20 Jahren die ersten Versuche, den Patienten durch kleinere chirurgische Eingriffe ohne längeren stationären Aufenthalt enossale, alloplastische Implantate als Hemiimplantate einzugliedern. Wegen ungünstiger Dauererfolge fand diese Methode jedoch nur wenig Anhänger.
Erst in der letzten Zeit werden auf Grund verschiedener Verbesserungen von Material, Konstruktion und Methodik verstärkt enossale Implantationen vorgenommen.
Die relativ kurze Erfahrung mit diesen neuen Implantaten erlaubt noch keine Aussagen über die Erfolgsaussichten dieser Einzelpfeiler als Fixationsbasis von totalem Zahnersatz. Als Grundlage für Einzelzahn- oder Teilersatz sind sie jedoch, nach Aussagen einzelner Autoren, durchaus erfolgreich gewesen.

Da von den meisten implantierenden Zahnärzten nur Fallbeschreibungen vorliegen, sollte durch eine tierexperimentelle Studie die Reaktion der verschiedenen beteiligten Gewebe auf alloplastische enossale Implantate untersucht werden.

Wir implantierten die von HEINRICH vorgestellte helicoidale Tantalschraube am Minischwein und versuchten dabei, folgende Fragen zu beantworten:

1. Wie verhält sich der Kieferknochen nach einer Implantation ?
2. Werden hierdurch möglicherweise Regenerationsleistungen induziert?
3. Wie sind diese Regenerationsleistungen zeitlich einzuordnen ?
4. Inwieweit korrelieren klinische Ergebnisse und histologischer Befund?
5. Lassen die angestellten tierexperimentellen Untersuchungen ohne weiteres Rückschlüsse auf die Verhältnisse beim Menschen zu, oder sind dabei Einschränkungen zu machen ?

II. LITERATURÜBERSICHT

Geschichtlicher Überblick

Die ersten enossalen Implantationen im Kieferbereich wurden aus der Mayazeit in Copan, Honduras überliefert. ANDREWS beschreibt, daß man an Stelle eines unteren Schneidezahnes einen dunklen Stein, der in Form und Größe einem natürlichen Zahn weitestgehend entsprach, gefunden hat. Wegen vorhandener Zahnsteinanlagerungen dürfte er längere Zeit in Gebrauch gewesen sein.
Die ersten Berichte von Implantationen in neuerer Zeit stammen aus dem neunzehnten Jahrhundert. MAGGIOLO berichtete 1809 über ein Implantat aus Goldrohr mit ausgelöteten Goldbögen und einer ovalen Abschlussplatte, das in die frischen Extraktionswunde eingepreßt wurde.

Die erste künstliche Alveole stellte 1885 YOUNGER mit Hilfe eines Spezialbohrers her. Er implantierte natürliche, homologe Zähne. Angeblich war die Erfolgsquote der Einheilung relativ hoch.

Außer Metall wurden im vergangenen Jahrhundert auch andere alloplastische Implantatwerkstoffe benutzt.
So setzte ZNAMENSKI 1890 Hunden Guttaperchazähne und wenig später beim Menschen Porzellanzähne ein.
Auch wurden Materialien wie Kautschuk und Zellophan verwendet.

Man versuchte, die Form der Implantatwurzeln zu verbessern, indem man sie entweder natürlichen Zähnen möglichst ähnlich gestaltete oder indem man ihnen Formen gab, bei denen Retiontionen, wie zirkuäre Rillen und angelötete gespreizte Drähte dem frühzeitigen Verlust entgegenwirken sollten.

1913 erprobte GREENFIELD ein Verfahren, bei dem er mittels eines Hohlborhers eine zylinderförmige künstliche Alveole schuf, in deren Zentrum ein Knochenkern stehen blieb. Das eingesetzte Implantat aus einer GOLD-PLATIN-Legierung hatte drahtkorbähnliches Aussehen.

1937 beschreibt SCHNEIDER die Implantation eines Elfenbeinzylinders mit Goldkern, auf dem verschiedene Suprastrukturen mit Schrauben befestigt werden konnten.

1947 veröffentlichte Formiggini ein Spiralgerüst, das aus zwei ineinander verschlungenen Drähten bestand. Später arbeitete er mit gegossenen oder gezogenen Spiralen aus Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierungen und Tantal, die sowohl in künstliche als auch in natürliche Alveolen eingesetzt wurden.
Nach BERNIMOULIN hat FORMIGGINI 1954 bei 29 Implantationen innerhalb von acht Jahren in 25 Fällen Erfolg gehabt.

FLOHR entwickelte 1953 einen Gewindeschneider, mit dem er Gewinde für Methylmethacrylatschrauben in den Knochen schnitt. Nach anfänglicher Festigkeit lockerten sich die eingesetzten Implantate jedoch im Verlauf der Zeit.

1950 wurde von DAHL ein neues Implantationsverfahren eingeführt. Die sogenannten „Subperiostalen Gerüstimplantate " werden im zweiseitigen Verfahren hergestellt. Zuerst fräst man nach großflächiger operativer Freilegung des Kiefers netzförmig verzweigte Rillen in den Alveolarknochen und nimmt einen Abdruck. Im zweiten Arbeitsgang implantiert man das individuelle, auf dem Abdruck gegossene Metallgerüst, dessen Pfeiler durch die Schleimhaut in die Mundhöhle ragen, um die Suprastruktur zu tragen.

Unter der sicherlich unphysiologischen Belastung der Gerüstimplantate wurde der meist schon stark atrophierte Knochen noch weiter abgebaut, sodaß sich die Gerüste lockerten. Sie mußten

oft nach kurzer Zeit wieder entfernt werden. Eine prothetische Versorgung war nach dem Entfernen eines erfolglosen Gerüstimplantates noch schwieriger, als vor der Implantation. Deshalb wurde diese Methode vorübergehend wieder verlassen. Erst in jüngerer Zeit werden wieder Gerüste aus anderen Materialien und mit modifizierter Operationsmethode eingesetzt, SPIESSL.

MOSSDORF et al. implantierte Mitte der 50-er Jahre starke Permanentmagnete in den Knochen. Sie versuchten so, schleimhauttragende Prothesen, in deren Kunststoff an entsprechenden Stellen ebenfalls Magnete eingearbeitet worden waren, besser am Ort und in Funktion zu halten.

SCIALOM benutzte 1962 zum ersten Mal Nadeln als enossale Implantate. Feine selbstbohrende Tantalnadeln werden mit Hilfe eines Reduzierwinkelstückes in den Knochen eingebracht. Jeweils drei Nadeln werden in der Weise implantiert, daß sie im Knochen divergierend verlaufen und knapp über der Schleimhautperforationsstelle in der Mundhöhle einen gemeinsamen Berührungspunkt haben. Nach Stabilisierung der Enden mit Kunststoff kann darauf die Suprastruktur befestigt werden.

Eine weitere Neuerung bedeuteten die von SANDHAUS im Jahre 1966 erstmals vorgestellten Keramikschraubenimplantate.

Seit 1967 benutzt MUTSCHELKNAUSS ebenfalls Keramikmaterial, das er als am apex geschlossene, hohle Vita-Dur^{R}-Röhrchen in gleicher divergierender Form, wie bei Nadelimplantaten in den Knochen einsetzt. In diese Röhrchen zementiert er Golddrähte von 1,5 mm Stärke ein, die mit Hilfe eines Telekopaufbaues die Suprastruktur tragen.

1968 stellte LINKOW die sogenannten Blattimplantate, blade vents, vor. Dies sind ca. 2 mm starke, abgestufte Metallplättchen, die

zur besseren Retention verschiedene Aussparungen aufweisen. Die Blattimplantate werden nach Anlegen einer vertikalen Knochenrinne mittels einer Oszillationssäge mit Spezialinstrumenten in den Knochen geschlagen. An ein oder zwei Stellen urchbrechen Pfeiler die Schleimhaut zur Aufnahme der Suprastruktur. Zusammen mit verschiedenen Schraubentypen verwendet man die Blattimplantate heute wohl am häufigsten.

Die von uns untersuchten Schraubenimplantate wurden von HEINRICH 1969 angegeben.

ARNAUDOW beschrieb 1970 ein Implantationsverfahren, bei dem der aus der Orthopädischen Chirurgie gut bekannte Werkstoff Palacos^{R} (ein Polymethylsre-Ester) eingesetzt wurde.
Auf einen außerhalb der Mundhöhle in Wurzelform vorpolymerisierten Palacosstift bringt ARNAUDOW flüssiges Polymerisat und presst ihn in eine künstliche, mit vielen Unterschnitten versehene Alveole. Der Kunststoff soll auf diese Weise nicht nur in die Unterschnitte gelangen, sondern bis in die feinen Spongiosahöhlen vordringen, um eine optimale Retention zu erreichen.

Die Abbindewärme des Kunststoffs und des Restmonomer des Palacos sowie die häufig auftretenden Fremdkörperreaktionen führten zu Nekrosen des umgebenden Knochens.

In letzter Zeit wird vor allem an der Vervollkommnung der Implantationsmaterialien gearbeitet, mit dem Ziel, die immunologischen Gegenreaktionen des körpereigenen Gewebes möglichst zu verringern oder ganz auszuschalten.
Seit 1970 wird in Deutschland die Verwendung von keramischen Materialien geprüft. Es haben sich drei Arbeitsgruppen gebildet, die verschiedene Keramiksubstanzen untersuchen:

1. Kalziumphosphatkeramik

Sie besteht aus Tri- und Tetrakalziumphosphaten, die dem mineralischen Anteil des Knochens verwandt sind. Während die Tetrakalziumphosphate durch körpereigene Substanzen nicht abgebaut werden können, ist die Trikalziumphosphatkomponente resorbierbar und kann durch Knochen ersetzt werden. Da das Implantatmaterial porös hergestellt wird, kann ein inniger Knochen-Keramikverbund erreicht werden. Durch vorgegebene Porengröße und -richtung kann das Einwachsen des Knochens beeinflußt werden, wodurch direkt lamellärer Knochen zur Fixierung beiträgt. Fremdkörperreaktionen sind nicht beobachtet worden. Es gibt auch keine Anhaltspunkte für eine negative Beeinflussung des Stoffwechsels durch die bei der Resorption freigesetzten Ionen.

2. Aluminiumoxydkeramik

Dieser Stoff besteht zu mehr als 85 % aus Aluminiumoxyd. Durch ein Sinterverfahren entsteht ein kristalliner Festkörper, dessen korunkristalle porenfrei aneinanderliegen. Dieses inerte Material zeichnet sich durch gute Bioverträglichkeit aus. Der Werkstoff gestattet ein dichtes Heranwachsen tragfähiger lamellär-trajektoriell orientierter Knochenstrukturen an die Keramikoberfläche. Voraussetzung ist eine senkrechte Übertragung der Druckkräfte auf das Material. Treffen querverlaufende Kräfte auf das Implantat, bilden sich Relativ- oder Mikrobewegungen zwischen Knochen und Implantationsmaterial, die durch das unterschiedliche elastische Verhalten beider Materialien bedingt sind.

3. Glaskeramik (Ceravital)

Ceravital ist keramisiertes Glas aus Siliciumdioxyd, Calciumphosphat, Calciumoxyd sowie Restmetalloxyden. Durch einen besonderen Herstellungsvorgang wird die Ausbildung von Apatitkris-

tallen erreicht, die sich direkt mit den Apatitkristallen des Knochens verbinden können. Die Forschung auf diesem Keramiksektor ist noch nicht abgeschlossen. Man versucht zur Zeit noch, die physikalischen Eigenschaften zu verbessern, da das Material relativ spröd ist, nur eine geringe Biegefestigkeit aufweist und deshalb an stärker belasteten Knochenabschnitten nicht angewendet werden kann. Außerdem wird versucht, andere Verbunde des Materials mit elastischen Werkstoffen zu erreichen.

Neben der Keramikstoffforschung wurden Implantate aus röntgenamorphem Kohlenstoff entwickelt. Diese werden zur Zeit hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften und immunologischen Reaktionen überprüft.

Teilerfolge scheint ein von KIRSCHNER, KRAUS u. MEINEL entwickeltes Material zu haben, bei dem ein spezieller Keramikwerkstoff mit natürlichen, für den Implantatempfänger heterologen Dentinspänen versetzt wird.

Die Reaktion des Gewebes auf Fremdkörperimplantation (Implantatmaterial und -form)

Die Gewebsreaktionen auf physikalische und chemische Schä - digungen sind vielfach untersucht worden. Nach einer traumatischen Gewebsschädigung erfolgt primäre oder sekundäre Heilung. Im Knochen spielt sich dabei folgendes ab:

Durch jede Knochenverletzung entsteht ein Bluterguß. Zuerst tritt eine vorübergehende Stase im Stromgebiet der verletzten Region auf. Diese löst sich später wieder auf und des folgen verstärkte Blutungen. Das Blut ge innt und bildet ein Fibrinnetz, das die Verletzungsstelle sofort abdichtet. Entlang der Fibrinfasern dringen neue Gefäßsprossen vor, um die herum Osteoidbälkchen angelagert werden. Meist bilden sie Querverbindungen untereinander und es entsteht aus diesem Maschen- und Netzwerk primär neuer Knochen.

Dringt mit einem Trauma gleichzeitig ein Fremdkörper in das Gewebe, so findet neben der sero-fibrinösen Entzündung noch eine besondere körpereigene Abwehr statt. Außer dem spezifischen Abwehrsystem, das neben Antikörpern, den B-Lymphozyten, noch ein Immunologisches Gedächtnis durch T-Lymphozyten ausbildet, tritt das unspezifische Immunabwehrsystem in Form phagozytierender Zellen auf den Plan.

Wie diese Kräfte zusammenspielen, hängt von Form, Größe und chemischer Zusammensetzung des Fremdkörpers ab, sowie davon, ob das Gewebe und damit das Abwehrsystem schon einmal mit dem Fremdkörper in Berührung gekommen war. Sicherlich muß auch der Einfluß einer individuellen Disposition des Patienten berücksichtigt werden. Interessant ist in diesem Zusammenhang, daß offenbar noch niemals von einer allergisch-hyperergischen Reaktion des Gewebes auf alloplastische Implantationen in der Zahnheilkunde berichtet wurde.

Metallische Implantate sind natürlich durch Phagozyten nicht zu beseitigen. Nach WURM kommen die Fibroblasten des Granulationsgewebes mit dem Fremdkörper in innigen Kontakt. Es bildet sich eine Narbe, bei deren Schrumpfung Druck auf die Zellen ausgeübt wird, so daß ihre Teilung unterbleibt. Dadurch entstehen sogenannte Fremdkörperriesenzellen. Diese liegen dem Fremdkörper fest an., da ihre Adhäsion zu ihm größer ist als die innere Kohäsion ihres Plasmas. Kann der Fremdkörper nicht von einer einzigen Riesenzelle umschlossen werden, was nur bei kleinsten Teilchen möglich ist, sterben die Fremdkörperriesenzellen nach einigen Wochen ab und machen einem Narbengewebe Platz.
Neben diesen Abwehrmaßnahmen ruft der Fremdkörper im Gewebe noch weitere Reaktionen hervor, die SCHAUTZ in die beiden folgenden Komponenten aufgliedert:

1. Einen unspezifischen Fremdkörperreiz, der in der Regel eine unspezifische entzündliche Veränderung auslöst, die mitunter zur Eiterung und Ausstoßung des fremden Materials führt.

2. Einen dem Fremdkörper spezifischen Reiz, der zum größten Teil von der chemischen Beschaffenheit des Metalls abhängt. Der daraus folgende Prozeß verläuft chronisch.

1958 untersuchte HICKMANN die Reaktion des Knochengewebes auf einige zur Osteosynthese verwendete Metalle. Bei seinen Tierexperimenten am Hundeknochen fand er ganz unterschiedliches Knochenverhalten als Antwort auf die einzelnen Metalle. Zwar wurden in allen Fällen verschiedene Grade der Fibrosierung und neugebildeter Knochen in der Umgebung des Metalls gefunden, die Knochenreaktion war jedoch eindeutig von der Zusammensetzung des Metalls abhängig.
So bildete sich bei Silber und sogenanntem mild-steel viel fibrinöses Gewebe und es entstanden umfangreiche Knochennekrosen.

HICKMANN erkannte, daß diese Metalle durch Abwanderungen kleinster Teilchen morphologische, oder in Verbindung mit dem Gewebesaft chemisch-toxische Reaktionen hervorrufen. Diese Vorgänge werden unter dem Begriff Metallose zusammengefaßt. Im Extremfall kann die Metallose klinisch sogar eine Verfärbung des umliegenden Gewebes hervorrufen.

ALLGÖWER und JONES untersuchten noch andere Metalle, wie Titan, Vanadium-Stahl und rostfreie Stähle verschiedener Zusammensetzung, die Knochengewebe mehr oder weniger stark schädigten.

Nach VENABLE entwickeln Metalle mit verschiedenen Komponenten bestimmte elektrochemische Aktivitäten zwischen ihren Legierungsbestandteilen und verhindern so die Knochenregeneration.
_CONTZEN beschreibt eine Methode zur Messung der ABE, anodic back electromotive force, für Metalle. Bei hohen ABE-Werten besteht bessere Korrosionsbeständigkeit. Die Metalle Tantal und Titan weisen einen hohen ABE-Wert auf und scheinen für die Implantation am geeignetsten zu sein. Zum Vergleich einige ABE-Werte nach CONTZEN: Eisen 400, Cr-Va-Stahl 600, Tantal 1200, Titan 1400.
Trotz ähnlich guter Werte beeinflussen pulverisiertes Tantal und Titan im Versuch Kaninchenerythrozyten und -fibrozyten jedoch unterschiedlich, CONTZEN. Während sich Tantal inert verhielt, konnte der Autor in den mit Titan bestückten Kulturen einen geringen wachstumshemmenden Effekt feststellen.

Auch LHOTSKY hält die Metalle Tantal und Tital für günstige Implantatwerkstoffe. Nach metallchirurgischer Untersuchung schließt er eine Metallose aus.
Wir verwendeten Tantal, welches nach den vorliegenden Untersuchungsergebnissen gut zur Implantation geeignet ist.

Neben der chemischen Zusammensetzung ist die Form eines Implantates für die Einheilung entscheidend. Untersuchungen über die verschiedene Oberflächenbeschaffenheit von Implantaten stellten HULBERT, LINKOW u. CHERCHEVE sowie LEONARD an. HULBERT implantierte im Tierversuch Metallscheiben, „disks", mit glatter und poröser Oberfläche. Dabei stellte er fest, daß um poröse disks die Heilung rascher verlief. Nach sechs Monaten hatte sich um alle Implantate reifes Bindegewebe entwickelt, das bei glatter Oberfläche dicker war, als bei poröser. An den Kanten aller Scheibchen war das Bindegewebe doppelt so dick und manchmal mit Makrophagen und Plasmazellen durchsetzt. Hier waren häufig latente Entzündungen zu beobachten. Der Autor führt die raschere Immobilisation der disks mit poröser Oberfläche darauf zurück, daß das Bindegewebe in die Poren einwächst und dadurch enger am porösen Material haftet.
Mit der makroskopischen Implantatform hat sich NOTHDURFT beschäftigt. Er versuchte im Tierexperiment bei Ratten die Frage zu klären, ob Implantate Sarkome auslösen können. Die von ihm bei Ratten und Mäusen implantierten Teilchen aus Gold, Silber, Platin, Elfenbein und Kunststoff erzeugten unabhängig von ihrer Zusammensetzung bei gleicher Form und Größe jeweils gleiche Tumorraten.
Die Tumorrate sank, wenn stärker perforierte Scheibchen, oder Implantate in Form von Stäben oder Kugeln verwendet wurden. NOTHDURFT glaubt, daß die Entstehung und Entwicklung der Sarkome, die stets im unmittelbar an das Implantat angrenzenden Bindegewebe auftraten, durch mangelnde Blutversorgung und daraus resultierende Ernährungsstörungen der umgebenden Zellen ausgelöst werden.

Ein funktionell tragbares Implantat sollte deshalb eine relativ grazil gestaltete äußere Form haben, so daß die O_2-Versorgung des unmittelbar an das Implantat angrenzenden Gewebes möglichst wenig beeinträchtigt wird.

Die Durchtrittsstelle des Implantates durch die Mundschleimhaut

Neben der Materialqualität des Implantates und den körpereigenen Abwehrvorgängen im Gewebe ergibt sich ein weiteres Problem aus der Perforationsstelle im Mukoperiost, durch welche die Implantatpfeiler in die Mundhöhle gelangen.
Von vielen Autoren wird deshalb auch im Gegensatz zum vollständig bedeckten, geschlossenen Implantat beim zahnärztlichen Implantat von einem offenen oder H e m i -implantat gesprochem.
Darauf ergeben sich zwei Fragen:

1. Inwieweit ist die dem Pfeilerhals anliegende Schleimhautmanschette in der Lage, als Barriere gegen ein permanentes Eindringen von Bakterien und anderen Erregern zu wirken?
2. Wächst im Laufe der Zeit das Epithel der Schleimhautmanschette in die Tiefe ? Wenn ja, wovon ist dies abhängig und wie beeinflußbar ?

Mint beiden Problemen haben sich verschiedene Autoren befaßt.

So führte HOPPE umfangreiche Tierversuche durch, um die Frage der Schwellenfunktion der Gingivalmanschette am Implantathals zu klären. Er brachte organische Farbstoffe, Trypanblau und Chinatusche, in den „sulcus gingivae" verschiedener subperiostaler Implantate ein, und interessierte sich nach Entfernen der Implantate im Knochenblock dafür, ob und wieweit die einzelnen Farbstoffe die Gingivalmanschette durchdringen konnten. Außerdem untersuchte er, ob die Gingivalmanschette in der Lage ist, hochmolekulare Elektrolytlösungen an der freien Diffusion in die Tiefe des Gewebes zu hindern. HOPPE kam in beiden Fällen zu dem Ergebnis, daß die verwendeten Substanzen nur bis zum Gingivalsaum gelangt waren, wo ihnen ein weiteres Vordringen durch die eng am Implantathals anliegende Schleimhaut verwehrt worden war.

Bei späteren ähnlichen Versuchen mit radioaktiv markierten Mykobakterien und Staphylokokken kam HOPPE zu vergleichbaren Ergebnissen.Er sieht die funktionelle Wertigkeit des Epithelansatzes als durchaus gleichwertig zu derjenigen der natürlichen Zähne an.
Dagegen wiesen sowohl WAERHAUG und ZANDER, als auch SCHMUTZIGER und OBWEGESER den Durchtritt von Bakterien durch den Epithelansatz am Implantathals nach. SCHMUTZIGER und OBEWEGESER sprechen nach histologischen Untersuchungen exzidierter Gingiva von einer ausgeprägten "Parapinitis".

Ein ähnlicher Begriff wird auch von RHEINWALD verwendet. Er schlägt zur Beschreibung einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Entzündung des Bindegewebes um den Implantatpfeiler den Begriff "Parapilastritis" vor. RHEINWALD stellte bei histologischen Untersuchungen von Gewebe an der Implantatdurchtrittsstelle fest, daß sich durch Epitheltiefenwachstum ein deutlicher Epithelschlauch um das Implantat gebildet hatte.

Auch FRÖHLICH spricht davon, daß es unter bestimmten Voraussetzungen zum Epitheltiefenwachstum am Implantatpfeiler kommen könne.

FRITZ dagegen fand ein solches Epitheltiefenwachstum nicht. Er vergleicht als Ergebnis histologischer Untersuchungen, das Gewebe aus dem Gebiet um die Pfeiler von zwei Jahre liegenden Implantaten "mit einem marginal-parodontalen Gewebe, wie es im Gebiß älterer Menschen immer wieder gefunden wird." FRITZ sagt weiter : " Im Gegenteil muß es als bemerkenswert gelten, daß kein ausgeprägtes Epitheltiefenwachstum vorliegt, wie es für eine Zahnfleischtasche typisch wäre. Von kleinen, mikroskopisch nachweisbaren entzündlichen Infiltraten chronischer abgesehen, ist das Grenzgewebe zum Implantat zur Ruhe gekommen."

Neben einer wirksamen " Parodontal " - Prophylaxe ist eine günstige biologische Relation zwischen Implantat einerseits Epithel, Bindegewebe und Knochen andererseits die Voraussetzung für den Erfolg oder Mißerfolg eines enossalen Implantates.
KANTH prägte hierfür den Ausdruck: " Biotechnologisches Gleichgewicht" des Implantates, und meinte damit ein Gleichgewicht zwischen den Belastungen des Organismus durch ein Implantat und die Abwehrchance des Organismus gegen diese Belastungen.

MÜHLEMANN spricht in diesem Zusammenhang von einer " Funktionellen Biokompalität " oder " Biostabilität ", die von der Druckverteilung der aus verschiedenen Richtungen auf Implantate einwirkenden statischen Kräfte, wie von unterschiedlichen dynamischen Belastungsmomenten und - richtungen auf die jeweiligen Implantate abhängig ist.

Auch LINKOW berücksichtigt verschiedene biologische Verhältnisse im Gewebe, wenn er nicht jeden Knochen gleichermaßen gut zu einer Implantation für geeignet hält. LINKOW teilt die verschiedenen Knochentypen in drei Klassen ein:

Knochenstrukturklasse I
Dies ist der ideale Typ Knochen; er enthält fast völlig gleichmäßig angeordnete Trabekel mit schmalen Zwischenräumen. Er bildet eine ausgezeichnete Grundlage für Implantationen, weil der Knochen dazu tendieren wird, sich um das Implantat vollständig wiederzubilden.

Knochenstrukturklasse II
Dierser Knochen hat etwas weitere Markräume von geringerer Gleichförmigkeit, als Klasse I, aber es ist zur Implantation geeignet.

Knochenstrukturklasse III

Dies ist der am wenigsten zur Implantation geeignete Knochen. Zwischen den Trabekeln bestehen große markgefüllte Räume wodurch es frühzeitig zur Lockerung eines Implantates kommt.

Die Indikation zur Implantation

Berücksichtigt man die Probleme des Implantatmaterials und seiner Form, die biologische Wertigkeit der verschiedenen beteiligten Gewebe als klinischen Aspekt und beachtet man die Gesetze der Statik bei festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz, so kommt man übereinstimmend mit vielen Autoren zu einem relativ detailliertem Schema für die i n d i v i d u e l l e Indikationsstellung zur alloplastischen enossalen Implantation.
PRUIN faßt zusammen: Heute wissen wir auf Grund unserer praktischen Erfahrungen, daß man bei sinnvoller Kombination chirurgischer und prothetischer Arbeitsverfahren durch implantologische Maßnahmen unter bestimmten Voraussetzungen das Behandlungsergebnis verbessern kann, wenn

- Einzelzähne ersetzt werden sollen, ohne daß intakte Nebenzähne durch Überkronung zu Brückenpfeilern gemacht werden.
- für die Eingliederung festsitzenden Zahnersatzes nicht genügend oder keine Pfeiler zur Verfügung stehen.
- für herausnehmbaren Zahnersatz im Kieferknochen fest verankerte Pfeiler geschaffen werden müssen.

Eine Reihe von Kontraindikationen gibt HEINRICH an:
Diabetes, Uraemie, Hypertonie, Herzkrankheiten mit Klappenfehlern, oder Rhythmusstörungen, Koagulopathien, Senilität, Allergien, Alkoholismus, Psychosen, Tuberkulose und den Rheumatischen Formenkreis.

Wenn man sich einmal zur Durchführung eines Implantationsverfahrens entschlossen hat, dann besteht zwar weitgehend Übereinstimmung über Indikationen, Kontraindikationen, sowie Anforderungen an Patient und Operateur im Einzelfall - man ist sich also über die individuelle Indikation innerhalb bestimmter Grenzen einig - aber die wichtige Frage nach der grundsätzlichen Indikation enossaler Implantationen ist dennoch außerordentlich umstritten.

Entgegen einigen die Implantation grundsätzlich befürwortenden Autoren, an ihrer Spitze die Exponenten der einzelnen Implantationsverfahren, wie HEINRICH, LINKOW, SANDHAUS, hal. ten andere Autoren die subperiostale und enossale Implantation als gängiges Verfahren in der zahnärztlichen Praxis p r i n z i p i e l l für ungeeignet, vielfach sogar für schädlich.
So schreibt ARNAUDOW: "Als eine Erfindung besonderer Art kann die im zahnärztlichen Schrifttum auftretende Behauptung, es gäbe biologische Implantate, bezeichnet werden. Man übersieht aber, daß es nur eine biologische Gewebsreaktion und kein biolgosches Implantat geben kann, und daß Metall, Porzellan, Kunststoff, Glas und dergleichen nicht einheilen oder einwachsen können. Einheilen bedeutet Integration in den Organismus, d.h. organische Verbindung zum betreffenden lebenden Gewebe feste anorganische Fremdkörper können jedoch vom Organismus lediglich toleriert werden..."

Skeptisch äußert sich auch RHEINWALD. Er meint, daß man vom subjektiven Erfolg im Urteil des Patienten den objektiven Erfolg unterscheiden müsse. In jedem Fall, in dem ein implantierter Pfeiler frei in die Mundhöhle rage, liege eine Parallele zur biologischen Insuffizienz eines marginalen Parodontes vor.
" Es gibt kein epitheliales Attachement der Gingiva, gleich, nach welcher Methode implantiert wurde. Das Schicksal eines jeden offenen Implantates ist naturgesetzlich bestimmt: Wenn keine echte Verbindung zwischen Organismus und Fremdkörper zustandekommt, und sie gibt es nicht, ist der Organismus bestrebt, sich des Fremdkörpers zu entledigen".

SCHRÖDER schreibt dazu: " Nicht allein die mitunter kurze Lebensdauer solcher Prothesenverankerung, sondern vor allen die Spätfolgen, d.h. Schmerzen durch entzündliche Prozesse, Foetor ex ore und vor allem der fortschreitende Abbau des noch vorhandenen Alveolarkammes, machen daher eine strikte Ablehnung zur Pflicht."

III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN
(Material und Methode)

Für unsere Untersuchungen standen acht Minischweine mit einem Gewicht zwischen 76 kg und 97 kg zur Verfügung. Während des Versuches wurden die Tiere jeweils zu zweit in einem Käfig auf Metallgitterboden gehalten und einheitlich mit einem handelsüblichen Trockenfertigfutter ernährt.

Anfangs wurden den Tieren als Narkosevorbereitung 12 ml ROMPUN (Firma Bayer, Lösung 2%-ig) i.m. injiziert und dann eine Narkose mit NEMBUTAL^{R} (insgesamt 15-20 ml) als Dauertropf über eine oberflächlich liegende Ohrvene durchgeführt.

Bereits in diesem frühen Versuchsstadium war ersichtlich, daß sich diese Anästhesiemethode für einen reibungslosen Ablauf der Arbeiten als ungeeignet erweisen würde
Insbesondere die Punktion der dünnen Ohrvene als Zugang für die Dauertropfnarkose war bei den trotz Praemedikation unruhigen Tieren sehr zeitraubend. Häufig perforierte die Nadel während des Eingriffes die Gefäßwand, und es war keine andere Vene zur Fortsetzung der Narkose zu finden, sodaß die Operation abgebrochen werden mußte. Auch Versuche, den venösen Zugang mittels venae sectio zu erreichen, schlugen fehl.

Daher wurde für das weitere Vorgehen die Intubationsnarkose angewandt.
Dieses endotracheale Narkoseverfahren erwies sich als besonders zeitsparend im Vergleich zur intravenösen Narkose, da das Aufsuchen einer geeigneten Vene entfiel. Die Intubationsnarkose mit einem HALOTHAN-LACHGAS-SAUERSTOFF-Gemisch wurde mit einem Narkosegerät und geeigneten Verdampfern durchgeführt.
Die Operationsvorbereitung bis zum Beginn des eigentlichen Eingriffes, nahmen damit regelmäßig nur noch etwa 20 Minuten in Anspruch.
Zuerst wurden den Tieren beiderseits im Unterkiefer die bleibenden Zähne 5, 6, 7 extrahiert.

Die Extraktion erwies sich als außerordentlich schwierig, da die Zähne sehr fest im Knochen verankert waren und zudem völlige Kariesfreiheit bestand. Es mußte daher bei einer Gesamtzahl von 48 jeweils im Unterkiefer zu extrahierenden Prämolaren in 27 Fällen verbliebene Wurzelreste durch Osteotomie entfernt werden. Zur komplikationslosen Heilung der Extraktionswunde hielten wir eine Pause von 15 Wochen ein. Nach einer Röntgenkontrolle wurden dann die ersten Implantationen durchgeführt.

Implantate und Implantationsverfahren

Nach Vorversuchen mit Nadel- und Klingenimplantaten entschlossen wir uns zur Durchführung der Hauptversuchsreihe mit den HELICOIDAL-TANTAL-SCHRAUBENIMPLANTATEN nach HEINRICH. Diese Implantate bestehen nahezu aus 100% reinem Tantal. Das Metall weist keine große Härte auf und ist im Normalzustand für Implantationen nicht geeignet. Es wird deshalb mit Hilfe technisch industrieller Verfahren künstlich gehärtet.
Zur Implantation verwenden wir das von HEINRICH vorgeschlagene Operationsbesteck der Firma SANIORAL, Bremen. Die Bestandteile sind:

Vorbohrer, spitz und zylinderförmig
Gewindeschneider
Finger-, Hand-und Drehmomentschlüssel mit Verlängerungsstücken (Größen mittel und klein)

Es kamen Helicoidal-Tantalschrauben mit vier bis acht Windungen zur Anwendung. Um beim Tier schwer beherrschbare Komplikationen im Bereich des Nasenbodens und der Nasennebenhöhlen auszuschließen und um ausreichend Material für die histologischen Untersuchungen zu bekommen, verzichteten wir auf Implantation im Oberkiefer. Alle Implantationen wurden nur in der Region der vorher im Unterkiefer extrahierten Prämolaren durchgeführt.

Zuerst wurden die Implantationsstellen nach einer kurzen palpatorischen Untersuchung des Alveolarkammes festgelegt. Wir wählten dafür jeweils einen Bereich von etwa 1omm hinter dem Eckzahn und einen zweiten 5-10 mm vor dem ersten Molaren. Anschließend legten wir den Knochen an der Implantationsstelle frei. Dazu exzidierten wir in der einen Hälfte der Fälle ein kreisförmiges Schleimhautperiostläppchen von etwa 2-3 mm Durchmesser. Bei den anderen Tieren wurde ein etwa 1,5 cm langer mesio-distaler Schnitt auf der Höhe des Alveolarkammes gelegt. Das vestibuläre Mukoperiost in Richtung Mundvorhof abgeschoben und der Implantationsort etwas vestibulär von der Priminenz des Kieferkammes markiert. Die Gewindekanäle wurden entgegen dem üblichen Verfahren nicht direkt durch die intakte Schleimhaut gebohrt. Uns erschien die Gefahr zu groß, dabei epitheliales Gewebe in die Tiefe des Knochens zu verlagern.
Im Knochen wurde mit Reduzierwinkelstück und Vorbohrer bei kleiner Umdrehungszahl ein vertikaler Kanal angelegt. Die Kanallänge war etwas größer als der zum Versenken in den Knochen vorgesehene Implantatteil. Instrument und Umgebung wurden während des Bohrens mit isotonischer NaCl-Lösung gekühlt. Der Gewindeschneider wurde achsenparallel angesetzt und langsam ein bis zwei Windungen mit den Fingerschlüsseln eingedreht. Fehlbelastungen des Knochens unmittelbar um den Kanaleingang mußten dabei unterbleiben, um die Absprenung von Knochenstückchen zu vermeiden. Das weitere Eindrehen des Vorbohrers erfolgte mit einem Hand- und einem Drehmomentschlüssel. Ließ sich der Gewindeschneider nicht bis zum Anschlag in den Knochen eindrehen, so wurde er entfernt und der Zentralkanal noch etwas vertief. Anschließend ließ sich das Gewinde fast wiederstandslos tieferlegen.
Der Vorbohrer wurde vorsichtig entfernt, und das Schraubenimplantat mit Hilfe von Finger- und Handschlüsseln bis zum

Aufsetzen des Überganges von Hals und Kopf in den Knochen gedreht. Dann folgte der Verschluß des Schleimhautperiostes durch Einzelknopfnähte.
In einem Teil der Fälle wurde der Schraubenkopf mit einer Draht-Palavit-Schiene am Eckzahn oder am Molaren fixiert und dadurch ruhiggestellt. Eine anschließende Röntgenkontrolle beendete den Eingriff.

Vergleich: Belastete und unbelastete Implantate

Während bei allen von uns eingebrachten Implantaten im Normfall durch die Wahl des Implantationsortes oder durch vorheriges Kürzen des Implantatkopfes Belastungen durch die Okklusion, oder durch Artikulationsbewegungen weitgehend ausgeschlossen worden war, wurde einem Teil der Implantate eine Suprakonstruktion aufgesetzt. Dadurch konnte ein Vergleich zwischen belasteten und unbelasteten Implantaten erfolgen.
Zu diesem Zweck wurden bei den Versuchen 4,7,10 und 13 nach unterschiedlicher Liegezeit der Implantate die jeweils benachbarten natürlichen Zähne beschliffen. Nach der Abdrucknahme mit Polyäther-Gummi-Masse in einem individuellen Löffel aus Gips wurde ein Modell angefertigt. Eine Brückenkonstruktion aus Methacrylmethacrylat hergestellt und fest einzementiert.

Klinische und röntgenologische Untersuchungen

Klinische Kontrollen wurden zwei Wochen nach der Implantation und darauf alle vier Wochen durchgeführt. Dazu wurden die Tiere mit Hilfe einer selbst konstruierten einfachen Maske mit Halothan-O_2-N_2O kurzfristig narkotisiert. So brauchte keine aufwendige Intubationsnarkose durchgeführt werden.

Als Kriterien für die klinische Untersuchung wurden herangezogen:
1. Aussehen und Zustand der das Implantat umgebenden marginalen Schleimhaut. Zahnsteinbildung. Entzündungszustand.

2. Messungen der Taschentiefe, mesial und distal vom Implantathals. Dabei wurde eine abgerundete und mit Millimetermarkierungen versehene zahnärztliche Sonde verwendet, da sich eine handelsübliche PA-Sonde wegen ihrer Breitflächigkeit als ungeeignet erwies. Die Messung der Taschentiefe wurde häufig durch starke Zahnsteinbildung erschwert. Zudem verdeckt bei einem korrekt eingebrachten Implantat der ausladende Kopf die Halsregion mit der Gingivalmanschette zu deren Schonung, so daß die Taschentiefenmessung deshalb manchmal schwierig war. Die Taschentiefe wurde in Millimetern angegeben-
3. Beweglichkeit des Implantates
   Zur Registrierung und Systematisierung der einzelnen Beweglichkeitsmessungen verwandten wir folgende Skala:
   a. Implantat klinisch fest = O
   b. Implantat gelockert
      Geringe Lockerung = I
      Mäßige Lockerung = II
      Starke Lockerung = III
   c. Implantat ist verlorengegangen = V

Röntgenologische Untersuchungen wurden jeweils nach Implantation der HEINRICH-Schrauben und beim Entfernen der ruhigstellenden Draht-Palavit-Schiene vorgenommen. Weitere Röntgenaufnahmen folgten bei ausgewählten Exemplaren nach dem Töten der Tiere am exartikulierten und präparierten Unterkieferknochen.

Da bei den Röntgenaufnahmen im Tierversuch keine reproduzierbare Filmeinstellung vorgenommen werden kann, ist es nicht möglich, den Höhenabbau des Alveolarkammes exakt in Millimetern anzugeben. Die Auswertung der Röntgenbilder beschränkt sich deshalb auf die Untersuchung und Beschreibung der transluzenten Zonen um Implantathals und -windungen.

Durch die genau kreis- bzw. zylinderförmige Struktur des Schraubenimplantates ist es möglich, auch ohne reproduzierbare Röntgeneinstellung die transluzenten Zonen im Implantatkörper und -hals im Vergleich zum Durchmesser des Implantates selbst anzugeben.
Wir verwendeten folgendes Schema:

Durchschnittliche Breite der Aufhellung am Implantathals(RöH)
= 1, wenn die Transluzenz schmäler als der Implantathals ist
= 2, " " " gleich dem " "
= 3, " " " breiter als " "

Durchschnittliche Breite der Aufhellung am Implantatkörper (RöK)
= 1, wenn eine Transluzenz nur zwischen den Windungen zu erkennen ist
= 2, wenn Transluzenz auch außerhalb der Windungen bis zu etwa 1/2 Windungsbreite besteht
= 3, wenn die Transluzenz außerhalb der Windungen breiter, als 1/2 Windungsbreite ist

Histologische und fluoreszenzoptische Untersuchungen

Um eine genaue histologische Aussage über das Verhalten des Knochens in der Nähe eines Implantates machen zu können, haben wir die Knochenregeneration mit Hilfe von Fluorochromen markiert. Die histologische Knochenuntersuchung im Hellfeld erlaubt es nur, Aussagen über den "status präsens" einer Knochenstruktur zu machen, während durch die polychrome Sequenzmarkierung die Knochenheilung im Bereich des gerade verkalkenden Osteoids direkt dargestellt werden kann. Dies verlangt allerdings, die etwas aufwendigere Herstellung von Hartschnittpräparaten. Die histologische Beurteilung der Präparate im Hellfeld ermöglicht außerdem eine Untersuchung der Knochenzellen.

Die histologische Untersuchung der physiologischen Knochenumbauvorgänge an Hand der Einlagerung von Mineralsalzen wurde 1956 durch TORSTEN ermöglicht, der auf den Tropismus der Tetracycline zum verkalkenden Gewebe hinwies. Das Tetracyclin bildet nach EGER mit Metallionen Chelate, die bei Ultraviolett- bis Blaubestrahlung eine Gelbemission aufweisen.
MILCH et al. erkannten 1958, daß man durch Tetracyclingaben die Knochenmineralisierung zeitlich markieren kann. Da die Einlagerung des Calciums im Osteoid erfolgt, also in den Appositionszonen,der Osteone, wird durch das Fluorochrom die Mineralisationszone dargestellt, nicht das endgültig gefestigte Calciumphosphat selbst. Später fand man unter den zur Metalltitration verwendeten Farbstoffen noch weitere zur Markierung der Knochenmineralisation geeignete Substanzen.

Wir verwandten für unsere Versuche die Fluorochrome TETRACYCLIN, und XYLENOLORANGE. Die beiden Farbstoffe wurden den Versuchstieren jeweils drei Wochen (Tetracyclin) und eine Woche (Xylenolorange) vor Versuchsende injiziert. Die Dosierung betrug bei Tetracyclin 30 mg pro kg Körpergewicht, bei Xylenolorange 90 mg pro kg.

Nach dem Töten der Tiere wurde der entnommene Knochen in folgender Weise weiter verarbeitet:
Aus dem exartikulierten Unterkiefer wurden die Implantate im Knochenblock herausgesägt. Es folgte eine Stückfärbung mit basischem Fuchsin, welches in 0,5%-iger Konzentration den Fraktionen einer aufsteigenden Alkoholreihe zugesetzt wurde.

FROST konnte 1961 nachweisen, daß bei diesem Farbstoff die Anfärbbarkeit der Matrix mit zunehmenden Mineralisationsgrad abnimmt. Gerade in der Mineralisationsphase befindliche Knochenzonen imponieren bereits in der Hellfeldmikroskopie durch eine

intensivere Rotfärbung. Diese Korrelation zwischen Färbbarkeit und Mineralisationsgrad veranlaßte FROST von "fuchsinpermeablem Knochen" zu sprechen. Er nimmt an, daß die Fuchsinpermeabilität verschwindet, wenn die Apatiteinlagerung in die Matrix etwa 80% des vollen Mineralgehaltes erreicht hat. Die Fuchsinpermeabilität erleichtert das Erkennen von Anbauzonen und die Beurteilung von Mineralisationsstörungen oft beträchtlich.

Nach der Stückfärbung wurden die Präparate in der von SCHENK beschriebenen Weise in wasserklares Methylmethacrylat eingebettet.
Bei der Herstellung der Schnitte erschien es uns nicht als vorteilhaft, die bei SCHENK und FROST beschriebene Methode der Schnittherstellung durch Sägen der Blöcke mit einer Handsäge in etwa 0,3 bis 1 mm dicke Scheiben und anschließendem Herunterschleifen der Schnitte auf kleinere Stärken zurückzugreifen. Bei diesem Vorgehen sind verständlicherweise nur Einzelschnitte, jedoch keine Schnittserien zu erreichen. Eine Weiterverarbeitung der Blöcke durch Schneiden mit einem Hartschnittmikrotom, wie bei BOELLARD und HIRSCH beschrieben, war unmöglich, weil das Metall der Implantate nicht aus den Blöcken entfernt werden sollte.

Die Herstellung unserer Schnitte erfolgte mit der von HOFER konstruierten Mikrokreissäge. Durch das Sägeblatt entstand ein Schnittverlust von ca. 280 um. Es gelang uns, von jedem zur Verfügung stehenden Block etwa acht bis zehn Schnitte mit einer Dicke von 50-90 um in Serie herzustellen. Beim Schneiden zeigte sich, daß selbst die aus einem Spezialstahl hergestellten Sägeblätter durch das mitzuschneidende Implantatmetall bereits nach wenigen Schnitten stumpf wurden und ausgewechselt werden mußten.

Die gewonnenen Schnitte wurden zwanzig Minuten in eine Mischung aus zehn Teilen 96 %-igem Alkohol sowie zwei Teilen Butylglykol gebracht und dann eine Minute in Xylol gelegt. Die Einbettung auf Objektträgern erfolgte mit ENTELLAN.

Zur Auswertung der histologischen Befunde wurden die Präparate zuerst in Hellfeld und darauf nach UV- und Blauanregung die emittierten Farben der markierten Knochenzonen im Fluoreszenzmikroskop betrachtet.
Wir benutzten das Mikroskop LEITZ-ORTHOPLAN mit den Planobjektiven Pl Fl 1/O, Pl Fl 2/O, Pl Fl 4/O (auf dem Dia Vergrößerung 8x) und Pl Apo 16/O 40 (auf dem Dia Vergrößerung 50x). Der jeweils gewünschte Bildausschnitt konnte mit der automatischen Aufsatzkamera ORTHOMAT-W mit ihrem Vario-Stufenokular (6,3 bis 10 x) fotografiert werden.
Die Untersuchung der Fluoreszenz erfolgte bei den mit Tetracyclin markierten Präparaten durch UV-Anregung. Um Xylenolorange in den Präparaten nachweisen zu können, wurde zusätzlich mit Blaulicht angeregt.

Wir arbeiteten mit folgender Ausrüstung:

ORTHOPLAN mit Lampenhaus 500 und Hg-Lampe 200 W/4 für Fluoreszenzanregung.Für Hellfeld-Untersuchungen Lampenhaus 100 Z und Halogenlampe 12 V 100 W, angesetzt am Spiegelhaus 500.
Um eine bessere Übersicht über das gesamte Präparat zu erreichen fotografierten wir zusätzlich unter Auflicht die Schnittflächen der Einbettblöcke zwischen zwei Serienschnitten. Wir verwendeten die Kleinbildkamera LEICA mit Objektiv PHOTAR 120 mm. Als Lichtquelle dienten zwei Stativleuchten mit Lampenhaus 250 und zwei Hg-Lampen 200 W/4, die das Präparat im Auflicht beleuchteten. Die Belichtungszeit wurde mit dem Belichtungsmesser MICROSIX-L ermittelt.
Für die mikroskopischen Fluoreszenzaufnahmen und Hellfeldaufnahmen wurde der Farbumkehrfilm KODAK EKTACHROME HIGH SPEED, für die makroskopischen Auflichtaufnahmen zusätzlich der AGFA AGFACHROME 50 l benutzt.

IV. E R G E B N I S S E

Klinische Kontrollen

Zustand der Schleimhaut, Entzündungsgrad.

Bei der ersten Kontrolle nach 14 Tagen, zum Zeitpunkt, als die bei einem Teil der Tiere angebrachte partielle Draht-Palavit-Schiene entfernt wurde, war bei der Mehrzahl der Implantate die Schleimhaut in unmittelbarer Nähe der Implantatpfosten mäig bis stark entzündet (Ausnahme Implantate Nr. 1, 9, 10, 13). Meist ging starke Rötung mit leichter Schwellung einher. Wenn der Kunststoff der ruhigstellenden Schiene die Schleimhaut in unmittelbarer Umgebung der Implantatpfeiler nicht lückenlos abdeckte, wurde eine leichte Zahnsteinbildung am Implantathals gefunden (Implantat Nr. 8,11, 15,). Auch zwei ungeschiente Implantate (Nr, 12, 13) wiesen bereits nach dieser außerordentlich kurzen Liegedauer leichte Zahnsteinbildung auf.
Insgesamt schnitten die mit einer Schiene versehenen Implantate bei der Beurteilung des Entzündungsgrades und des allgemeinen Schleimhautzustandes etwas günstiger ab als die ungeschienten.

Bei Implantat Nr. 11 entstand mit Sicherheit eine Fehlbelastung durch die dort zu hoch ausgeführte Schiene. Die Schiene war bei der Kontrolle beweglich. In den übrigen Fällen wurden die Schienungen selbst bei eingehender Untersuchung nicht als zu hoch angesehen. Eine Ausnahme bildete das Implantat Nr. 2. Bei der ersten Kontrolle war das nur drei Windungen lange Implantat nicht mehr vorhanden, die Schiene war gebrochen, ihr Implantat umschließender Teil fehlte.

Bei Implantat Nr. 15 war eine Nahtdehiszenz aufgetreten. Nach Reinigung und Spülung mit physiologischer Kochsalzlösung wurde sekundär genäht. Pathologische Veränderungen des Knochens waren zu diesem Zeitpunkt nicht zu beobachten. Die oberste Schraubenwindung lag nicht frei.

Als vier bis sieben Tagen nach den ersten Kontrollen bei sechs Tieren die endgültige Versorgung auf die Pfeiler aufgesetzt wurde, zeigten die zuvor nicht mit Schiene versorgten Implantate keine oder nur geringfügige Veränderungen gegenüber der 14-Tage-Untersuchung (NR. 10, 13). Die Schleimhaut um diejenigen Implantate, die mit einer Schiene versehen waren, hatte sich jedoch in den Tagen seit der Entfernung der Schiene gebessert. Bei diesen Versuchstieren (Nr.4, 7, 14, 15) war die Konsistenz der Gingiva derber geworden, die entzündliche Rötung hatte abgenommen. Neuer Zahnstein wurde bei keinem dieser Tiere gefunden. Am Implantat Nr. 6 wurde die Schiene nach Korrekturen am Kunststoff belassen.

Im Vergleich mit den ersten Nachuntersuchungen blieben bei den Zwischenuntersuchungen die Entzündungserscheinungen an den Implantaten ohne Suprakonstruktion gering oder sie nahmen ab. Die Gingiva um den vorher geschienten Implantaten besserte sich. Die Mehrzahl der mit einer Brücke belasteten Implantate wies insofern ungünstigere Befunde auf, als die Schleimhaut stärker gerötet, mäßig bis stark serös infiltriert und gequollen war. Die Brückenkonstruktionen boten natürlich stärkere Retentionsmöglichkeiten für Zahnstein. An den Implantatpfosten und den Suprakonstruktionen wurden insgesamt häufig Zahnsteinablagerungen gefunden. Obwohl die Ablagerungen jeweils entfernt wurden bildeten sie sich in verhältnismäßig kurzer Zeit wieder nach. Eine Ausnahme war lediglich Versuch Nr. 16, bei dem während der gesamten Versuchsdauer kein Zahnstein festgestellt werden konnte. Wegen starker Entzündungserscheinungen mit nekrotischen Zeichen am knöchernen Implantatlager bei der zweiten Kontrolle wurde das Implantat Nr. 4 entfernt. Seine Suprakonstruktion war zu diesem Zeitpunkt nicht gelockert.

Bei den Kontrollen am Versuchsende war die Schleimhaut in allen unbelasteten Fällen (Implantate Nr. 1,3, 5, 9, 12, 16) im Hinblick auf Schwellung und Rötung praktisch symptomlos. Allerdings hatte sich in allen Fällen das Schleimhautniveau am Implantathals gesenkt, so daß der Übergang Implantathals-Implantatkopf

stärker sichtbar wurde. Durchschnittlich war die Schleimhaut um etwa 2 mm zurückgewichen.

Um die mit einer Suprakonstruktion belasteten Implantate zeigten sich verschiedene Entzündungsstadien. Eine Ausnahme bildete das Implantat Nr. 10, in dessen Nähe am Versuchsende keine entzündlichen Erscheinungen bestanden. Auch waren hier die Zahnsteinablagerungen relativ gering. Um das Implantat Nr. 5 bestand eine Schleimhautdehiszenz. Bei Versuch Nr. 7 lag die oberste Schraubenwindung teilweise frei. Die einzelnen Untersuchungsbefunde der klinischen Kontrollen sind der Übersichtstabelle 2, (S. 33 b.36)zu entnehmen.

Taschentiefe

In allen Fällen wurde eine verstärkte Taschenbildung im Bereich der Pseudogingivalmanschette gefunden. Die gemessene Taschentiefe war größer, als an den gesunden natürlichen Parodontien des gleichen Tieres.
Die Unterscheidung zwischen einer mesialen und einer distalen Messung erweist sich als unnötig. Die Tasche ist rund um den verhältnismäßig kleinen Implantathals gleich tief. Da bei verschiedenen Untersuchern differierende Meßwerte auftraten, muß selbst bei sorgfältigem Vorgehen mit Toleranzen gerechnet werden.
In der Mehrzahl der Fälle wurden Taschentiefen von drei bis vier Millimetern gemessen. In der Regel vertieften sich die Taschen während der Versuchszeit. Dies betraf sowohl Implantate, die am Ende günstige Schleimhautbefunde aufwiesen, als auch solche mit ungünstigeren Befunden. Besonders tiefe Taschen wurden analog dem Entzündungszustand der Gingiva bei den Versuchen Nr. 4, 7 und 14 mit fünf Millimetern gefunden.
Einzelheiten zeigt Tabelle 2, (S.33 bis 36)

Beweglichkeit

Zum Zeitpunkt der Implantation waren alle Implantate klinisch fest.
Nach 14 Tagen waren drei Implantate fest (Nr. 9,13,14,), acht zeigten den Lockerungsgrad I (Nr. 1,3,5,7,10,12,15,16).
Drei weitere Implantate wiesen den Grad II (Nr. 4,6,10) und eines den Lockerungsgrad III (Nr. 8) auf. Das Implantat Nr. 2 war bereits bei der ersten Kontrolle nicht mehr vorhanden.

Die weiteren Zwischenuntersuchungen bestätigen im Allgemeinen die ersten Befunde nach 14 Tagen. Gleich beweglich geblieben waren die Implantate Nr. 1,9,10,12,15. Die Implantate Nr. 4,7 und 14 lockerten sich bis zur zweiten Zwischenuntersuchung noch

Diese erhöhte Beweglichkeit blieb während der gesamten Versuchszeit bestehen. Kein Implantat, das bei der ersten Untersuchung die Lockerungsgrade II oder III aufwies, festigte sich im Verlauf des Versuches wieder. Die Festigkeit der beim ersten Mal in Kategorie O und I eingestuften Implantate zeigte während der Untersuchungszeit nur eine geringe Schwankungsbreite.

Am Versuchsende waren drei Implantate klinisch fest, wovon sich offensichtlich zwei, die bei der ersten Untersuchung leicht gelockert waren wieder gefestigt hatten.

Des weiteren fanden wir am Ende sechsmal den Lockerungsgrad I (Implantate Nr. 1,3,9,10 und 15).

Alle übrigen Implantate waren mäßig bis stark gelockert.

Der folgenden Übersichtstabelle 2 sind die Ergebnisse der Beweglichkeitsmessungen nach 14 Tagen und der Messungen am Versuchsende zu entnehmen.

Implantat Nr.	Tier Nr.	Impl.-Position (regio)	Schienung	Liegedauer (LD) in Wochen
11	846	35	ja	ca. 4
12	846	37	nein	29
9	845	45	nein	20
10	845	47	nein	20
13	846	37	nein	20
14	847	35	ja	8
15	847	37	ja	10
3	842	35	nein	6
4	842	Zwischen 33/34	ja	4
5	848	45	ja	10
1	841	35	nein	10
2	841	45	ja	ca. 2
8	844	47	ja	2
16	848	47	nein	10
6	843	47	ja	6
7	843	35	ja	6

TABELLE 2 Übersicht
Blatt I

Implantat Nr.	Befunde nach zwei Wochen			
	Marginale Schleimhaut	Taschentiefe (m/d in mm)	Mobilität	Röntgen (RöH/RöK)
11	Starke Entzünd.	4/4	II	2/2
12	Zahnstein Leichter Zst Entzünd.-frei	3/3	I	1/1
9	Leichte Entzünd.	3/4	O	1/1
10	Entzündungsfrei	3/3	I	2/1
13	Entzündungsfrei Leichter Zst.	3/3	O	1/1
14	Leichte Entzünd. Nahtdehiszenz	- -	O	1/1
15	Leichte Entzünd. Zahnstein	3/4	I	1/1
3	Leichte Entzünd.	4/4	I	1/1
4	Entzündung	4/4	II	2/1
5	Leichte Entzünd.	4/3	I	1/1
1	Entzündungsfrei	3/3	I	1/1
2	----------	- -	V	- -
8	Starke Entzünd. Zahnst. Pus,	4/4	III	2/2
16	Leichte Entzünd.	3/3	I	1/1
6	Entzündung	4/4	II	3/2
7	Leichte Entzünd.	3/3	I	1/1

Tabelle 2 Übersicht

Blatt II

Implantat Nr.	Befunde nach zwei Wochen: Marginale Schleimhaut	Taschentiefe (m/d in mm)	Mobilität	Röntgen (RöH/RöK)
11	----------	- -	V	- -
12	Entzündungsfrei Leichter Zst.	4/4	O	2/1
9	Entzündungsfrei	3/3	I	2/1
10	Entzündungsfrei	4/3	I	3/1
13	Entzündung Zahnstein	4/4	I	2/1
14	Entzündung Zahnstein	4/5	II	3/2
15	Leichte Entzünd. Massiv Zst.	3/3	I	2/1
3	Entzündungsfrei	4/3	I	2/1
4	Starke Entzünd. Dehiszenz	5/5	III	3/3
5	Entzündungsfrei	3/3	O	1/1
1	Entzündungsfrei	3/3	I	1/1
2	----------	- -	-	- -
8	----------	- -	-	- -
16	Entzündungsfrei	3/3	O	1/1
6	Starke Entzünd. Zahnstein	4/4	II	3/2
7	Entzündung Oberste Windung liegt frei	5/5	II	-/2

Tabelle 2 Übersicht

Blatt III

Implantat Nr.	Belastung mit Brücke	Eingestuft in Kategorie	Bemerkungen
11	-	4	Implantationsverlust bei zweiter Kontrolle
12	nein	1	keine
9	nein	1	In Zahnwurzel 43 implantiert
10	ja	1	keine
13	ja	2	keine
14	ja	3	In Zahnwurzel 33 implantiert
15	ja	2	keine
3	nein	2	keine
4	ja	4	Explantiert
5	nein	1	Kopf über Schleim haut abgebrochen
1	nein	2	keine
2	-	4	Implantatverlust bei erster Kontrolle Schiene gebrochen
8	-	4	Schiene entfernt Explantiert
16	nein	1	keine
6	Schiene belassen	3	keine
7	ja	3	keine

TABELLE 2 Übersicht

Blatt IV

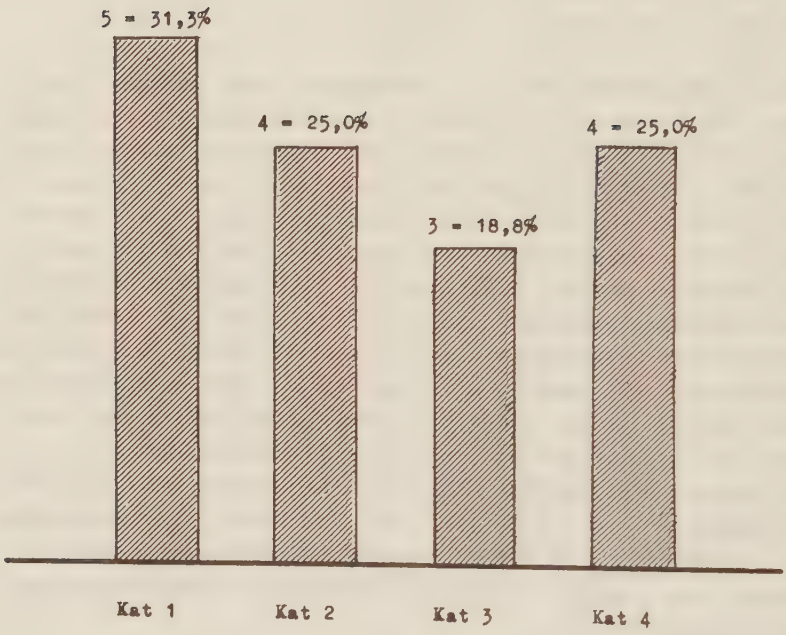
Beurteilung der Ergebnisse
Erfolg - Mißerfolg

Obwohl uns im Gegensatz zur Implantation beim Menschen nur die erzielten Untersuchungsbefunde, und keine subjektiven Angaben des Patienten über das Verhalten der Implantate zur Verfügung standen, sollte nicht auf eine Beurteilung und Darstellung der erreichten Ergebnisse aus klinischer Sicht verzichtet werden. Zwar hätten subjektive Angaben über Schmerzen, Belastbarkeit der Schrauben und den Grad ihrer Inkorporation beim Patienten das Aufstellen einer Erfolgsbilanz erleichert, wir haben aber trotz dieser Schwierigkeit den klinischen Erfolg der Implantationen durch ein spezielles Schema miteinander vergleichbar und damit bedingt meßbar gemacht. Dieses Schema sollte möglichst objektiv zugleich einfach und gut überschaubar sein.
Als Kriterien wurden die beiden im Tierversuch am einfachsten ablesbaren Merkmale enossaler Implantationen, die Beweglichkeit des Implantates (im Schema abgekürzt B) einerseits und der Zustand der (pseudo-) marginalen Schleimhaut (MS) andererseits herangezogen.
Auf dieser Basis kamen wir zu vier Kategorien:

Kat 1	B = O	MS= Entzündungsfrei, fest anliegend
Kat 2	B = I	MS= Entzündungsfrei bis leicht entzündlich verändert.
Kat 3	B = II	MS= Starke Entzündung
Kat 4	B = III Verlust	MS= Starke Entzündung, Dehiszenz, Pus, Freiliegende Implantatwindungen

Wenn im weiteren von Erfolg oder Mißerfolg gesprochen wird, so soll das stets im Sinne unserer Einteilung verstanden werden. Diese Einteilung beruht nun auf den obengenannten klinischen Beobachtungen. Sie hat subjektiven Charakter.

Eine unter Beobachtung dieser Voraussetzungen angestellte zusammenfassende Beurteilung unserer klinischen Ergebnisse zeigt die Graphik I



Graphik 1 Erfolge und Mißerfolge gesamt

Rötngenuntersuchungen

Wie bereits oben erwähnt, lassen sich Röntgenaufnahmen nur schwer objektiv miteinander vergleichen. Die Untersuchungen erfüllen daher in der Hauptsache den Zweck als Vergleich für klinische und histologische Beobachtungen zu dienen. Die Ergebnisse der Röntgenuntersuchungen können deshalb nur im Zusammenhang mit den Ergebnissen der anderen Untersuchungen bewertet werden.
Die Befundung der Röntgenaufnahmen ist im Detail der Tabelle 2 zu entnehmen.
Während nach Abnahme der Schienen bei einigen Implantaten nur geringe bis mäßige Transluzenzen um den Implantatkörper und -hals zu finden sind, waren am Versuchsende bei allen untersuchten Implantaten deutliche Aufhellungen im Sinne eines Knochenabbaues sichtbar. Am Ende der Versuchszeit fand sich dreimal der Wert 1/1 nach dem Schema (siehe S.35) Starke Transluzenzen zeigte Implantat Nr. 4 um Hals und Körper.

Als typisch für die Versuche muß eine ausgeprägte Transluzenz in der Region des Implantathalses angesehen werden. Dementsprechend war am Versuchsende in acht Fällen der Wert für die Röntgentransluzenz im Implantathals (=RöH) größer, als der Wert für die Transluzenz um den Schraubenkörper (=RöK).
Die keilförmige Transluzenz um den Implantathals trat bereits bei den ersten Kontrolluntersuchungen auf und verstärkte sich in allen Fällen bis zum Versuchsende um den Implantatkörper waren die transluzenten Zonen nirgendwo stärker ausgeprägt als um den Implantathals.

Allgemein unterscheiden sich die Ergebnisse der Röntgenuntersuchungen nur wenig von denen der klinischen Untersuchungen. Fälle, in den die Auswertung der Aufnahmen Werte zwischen eins und zwei auf unserer Skala erbrachten, zeigten bei der klinischen Kontrolle weitgehend Entzündungsfreiheit und Beweglichkeitsgrade von O bis I. Ergab sich bei den Röntgenaufnahmen der Wert 3 , so waren stets die Lockerungsgrade II und III vorhanden.

Die Röntgenaufnahmen sind deshalb zur Überprüfung und Untermauerung der klinischen Befunde geeignet.
Eine Auswahl von Aufnahmen aus unseren Versuchen zeigen die Bilder 1 bis 7 auf der folgenden Seite.

Bild 1
Implantat Nr. 8 nach Implantation.
Das Implantat ist nicht weit genug im Knochen versenkt. Der vorgebohrte Kanal ist apikal der Implantatspitze noch erkennbar.

Bild 2
Implantat Nr. 8 nach 16 Tagen.
Keilförmiger Knochendefekt bis zur Implantatspitze. Das Implantat mußte entfernt werden.

Bild 3
Implantat Nr. 7 bei Implantation.
Implantat gut im Knochen versenkt. Keine Transluzenzen erkennbar.

Bild 4
Implantat Nr.7 nach 6 Wochen.
Weiterhin keine Transluzenz um den Implantatkörper, jedoch liegt die oberste Implantatwindung oberhalb der Knochengrenze. Klinisch war die oberste Windung noch von Schleimhaut bedeckt.
(Aufnahme etwas überbelichtet!)

Bild 5
Implantat Nr. 13 bei Versuchsende
Implantatkopf liegt dem Knochen gut auf.
Klinisch nur leicht entzündete Gingiva.
Röntgenologisch jedoch deutliche Transluzenz im Bereich der oberen Implantatwindungen.

Bild 6
Implantat Nr. 10 bei Versuchsende nach 20 Wochen.
Implantat sitzt tief genug im Knochen.
Kopf liegt auf dem limbus alveolaris auf.
Nur leichte Transluzenz am Implantathals.

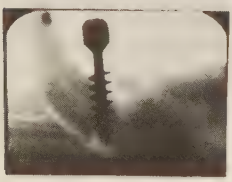


Bild 7
Implantat Nr. 9 bei Versuchsende
Implantat akzidentell in C 43 eingetrieben.
Oberste Windung klinisch mit Knochen bedeckt, geringe Beweglichkeit.

Histologische Untersuchungen

Hellfeldmikroskopie

Für die histlogischen Untersuchungen standen uns fünf Implantate zur Verfügung, die nach dem Versuchsende in toto mit dem umgebenden Knochen aus den Unterkiefern der Tiere entfernt wurden. Ein weiterer Knochenblock aus dem die Tantalschraube wegen starker Lockerung entfernt worden war, wurde hinzugenommen. Die Knochenblöcke wurden wie oben beschrieben verarbeitet.
Bei der Verarbeitungstechnik dieser Präparate mußten gelegentlich geringfügige Verschiebungen der geschnittenen Implantatteile gegenüber dem umgebenden Gewebe auf dem Objektträger in Kauf genommen werden. Ebenso ließ es sich nicht vermeiden, daß auf einigen Schnitten das lockere Bindgewebe um die Implantate teilweise ausgeschwemmt wurde.

Bei der Auswertung konnten wir folgende Feststellungen treffen:

An allen Implantaten war das umgebende Knochengewebe vom ursprünglichen Implantationskanal zurückgewichen. Das Ausmaß dieses Zurückweichens war unterschiedlich; es betrug zwischen 0,5 und 2,5 mm (ausgeprägter bei den Implantaten Nr. 7,1o,15; weniger stark bei den Nr. 9,14). Der entstandene Raum war von entzündlich verändertem Bindegewebe ausgefüllt. Bereiche stark ausgeprägter kleinrundzelliger Infiltrationen wechselten mit Bezirken zellarmen faserigen Gewebes. Ebenso fanden sich histozytär infiltrierte Gebiete. Es muß ausdrücklich betont werden, daß sich bei jedem Implantat im Bereich des umgebenden Bindegewebes entzündliche Erscheinungen fanden.
In der Mehrzahl der Fälle kann das Bindegewebe als derb und faserreich bezeichnet werden. Das Bindegewebe inseriert an den Übergangszonen zur umgebenden knöchernen Pseudoalveole in teilweise tiefen Lakunen in den Knochen. Angeschnittene Bindegewebsinseln innerhalb des Knochengewebes bestätigen diese innige und weit verzweigte Knochen- Bindegewebs - Verbindung.

Die Struktur des Knochens kann innerhalb der Osteone allgemein als unauffällig bezeichnet werden. Die Trabekelstruktur erscheint jedoch in einem schmalen Saum von etwa 2-3 mm an der Bindgewebe-Knochengrenze verändert. Hier findet sich eine Ausrichtung der Knochentrabekel parallel zur Richtung der eintretenden Bindegewebsfasern. Die Knochenstruktur zeigt in dieser Übergangszone eine stärkere Verdichtung.

An Präparaten auf denen der Übergang zwischen Implantat und Bindegewebe erhalten blieb, läßt sich an der Grenze zum Implantat keine Ausrichtung der Bindegewebsfasern erkennen.

Die Befunde folgender untersuchter Präparate sind im Einzelnen erwähnenswert:
Implantat Nr. 7
Das Implantat ist schräg bukkal neben der Prominenz des Kieferkammes eingesetzt. Am kammseitigen Schleimhautansatz ist ein Epitheltiefenwachstum von zwei bis drei Millimetern zu erkennen. Der umgebende Knochen ist nur innerhalb der Implantatwindungen resorbiert. Er ragt gelegentlich zwischen die Schraubenwindungen in Richtung auf die Schraubenachse hinein. Auf der vom Kieferkamm abgewandten Seite lassen sich an der Innenwand des Implantationskanales keine epithelialen Strukturen nachweisen. Am Boden des zylinderförmigen Implantationskanales ist eine Art Polster aus derbem Bindegewebe ausgebildet. Das Trabekelwerk des Knochens ist hier in einer Ausdehnung von zwei Millimeter von der Spitze des Implantates ausgehend radiär angeordnet. Es macht den Eindruck, daß mechanische Reize im Knochen eine Tendenz hervorrufen, durch Umformung und Verbesserung seiner Struktur den auf ihn einwirkenden Kräften ein geeignetes Widerlager entgegenzusetzen. Die Ausbildung der beschriebenen Knochentrajektorien ist die Reaktion des Knochens auf hohe Belastungen. Mit der trajektoriellen Anordnung der Knochentrabekel für eine bessere Verteilung von auftretenden Belastungsmomenten werden Atrophien des Knochens bis zu einem gewissen Grade vorgebeugt. Ob dies jedoch bereits die endgültige Antwort des Knochens auf die veränderte Situation ist oder ob die Umformung nur ein Schritt

auf dem Weg zu einer weitergehenden Veränderung (evtl. Abbau) des Knochens ist, läßt sich nicht feststellen.

Implantate Nr. 9, 14

Diese Implantate wurden unbeabsichtigt in die beim Minischwein stark nach distal gekrümmte Wurzel des Eckzahnes implantiert. Der umgebende Knochen ist resorbiert und durch relativ lockeres, faserarmes entzündliches Bindegewebe ersetzt. Wir fanden zirkulär Epitheltiefenwachstum von 2-3 mm. Die beiden in radices implantierten Schrauben imponierten klinisch als außerordentlich fest, obwohl sie sich im Hinblick auf Entzündungszustand und Taschentiefe im Vergleich mit den übrigen untersuchten Implantaten nicht abweichend verhielten. Die Zahnwurzel diente im Gegensatz zum Knochen offenbar als Widerlager für die darin eingelassene Implantatspitze. Zirkulär um das Implantat wurde ein etwa 3 mm starker zylinderförmiger Bindegewebssaum gefunden. Die Struktur des Bindegewebes war faserärmer, als in anderen Implantatpräparaten.

Implantat Nr 15

Das Implantat hat mit seiner Spitze den Mandibularkanal erreicht. Im histologischen Schnitt ist die Implantatspitze vom Mandibularkanal durch ein derbes, faserreiches Bindegewebe demarkiert. Im Implantationskanal findet sich ein ca. 2 mm breites, derbes Bindegewebe, das im Bereich der Implantatspitze am ausgeprägtesten und um den Implantathals weniger ausgeprägt ist.
An diesem Implantat läßt sich besonders gut der Übergang von der gingivalen Manschette zum Implantathals beurteilen. Man findet Epitheltiefenwachstum von 2-3 mm bis unmittelbar oberhalb der ersten Schraubenwindung. Die Epithelmanschette liegt dem Implantathals an, und es besteht in diesem Bereich nur ein geringes entzündliches Infiltrat. Die Knochenstrukturen reichen bis auf etwa 0,5 mm an den Inplantathals heran. Obwohl das Implantat am Versuchsende leicht beweglich war,(Lockerungsgrad I), ist hier

nur eine geringe Knochenatrophie festzustellen. Somit dürfte der Ruhepunkt aller sowohl durch physiologische Kräfte wie Zungen- und Wangendruck, als auch durch die künstliche Belastung über die Suprastruktur aufgetretenen Bewegungseinflüsse im Bereich des Implantathalses gelegen haben.

Präparate aus dem Knochenblock ohne Implantate

Die Präparate wurden aus einem Knochenblock gewonnen, aus dem nach drei Wochen Liegezeit eine dort implantierte Schraube entfernt worden war. Der ehemalige Implantationskanal ist 10 Wochen später noch immer deutlich zu erkennen. In den zentralen zwei Dritteln des früheren Kanales ist bereits lamellärer Knochen nachgebildet und in der Längsrichtung des Implantationskanales ausgerichtet. Die Struktur der Osteone ist unregelmäßig. Bereits mit dem bloßen Auge erscheint dieser Bereich großporig und wolkig. Die Trabekelzeichnung hebt sich gegenüber dem umliegenden Knochengewebe ab.
Im peripheren Drittel des Kanales imponiert eine flache Mulde mit Bindegewebe, das sich in Organisation befindet. Dieses wird von einer schmalen Zone lockeren mit Zellen der Entzündung durchsetzten Bindegewebes überlagert. Eine bereits eingetretene Abrundung der Oberkante der knöchernen Implantatkanalaußenwand läßt eine Alveolarkammabflachung als Folge der vorausgegangenen Implantation erwarten.

Fluoreszenzmikroskopische Untersuchungen

Mit Hilfe unserer fluoreszenzmikroskopischen Untersuchungen sollte neugebildetes Oesteoid am Rande der knöchernen Implantatscheide nachgewiesen werden.
Wir fanden bei den Versuchen in allen Präparaten bei Durchlichtmikroskopie unter Ultraviolett- und Blaulichtanregung am Knochen Zonen, die Einlagerungen des Farbstoffes Tetracyclin (gelb) enthielten. In einigen Präparaten wurden zusätzlich Einlagerungen von Xylenolorange gefunden.

Diese Farbmarkierungen waren, sowohl innerhalb der Spongiosaosteone, wie auch in einem über weite Strecken fast lückenlosen Band im Bereich der Grenzfläche zwischen knöchernem Implantatlager und Kollagenscheide vorhanden. Von den beiden Farbmarkierungen ist der durch Tetracyclin angefärbte Streifen etwas breiter, als der vom Xylenolorange stammende.
In einzelnen Präparaten ist die Tetracyclinmarkierung besonders durch einen beidseitig intensiver leuchtenden Rand bei blasserem Zentrum charakterisierbar. Sind beide Farbmarkierungen vorhanden, so folgen sie im mikroskopischen Bild unmittelbar aufeinander. Obwohl die Farbmarkierungen durch die einzelnen Präparate über alle Stellen des knöchernen Implantatlagers verteilt- wenn auch nicht zusammen im selben Präparat - zu beobachten sind, also prinzipiell keine Stellen von der Einlagerung ausgespart blieben, scheinen doch bestimmte Zonen bevorzugt gefärbt zu sein. Diese Bevorzugung zeigt sich durch eine im Mittel etwas intensivere Markierung.
Es handelt sich dabei um jene Bereiche der knöchernen Innenwand des Implantationskanales, in denen, wie bereits oben angesprochen die kollagenen Fasern besonders tief inserieren. An diesen Insertionsstellen finden wir das Trabekelwerk des Knochens zum Implantat hin ausgerichtet. Der Knochen weist tiefe kryptenartige Aussparungen auf, in die die Bindegewebsfasern hineinziehen. Durch die histologische Aufbereitung entstehen im Präparat in diesen Bereichen scheinbar isoliert im Knochen liegende Bindegewebszonen, die jedoch tatsächlich Anschluß an den kapsulären kollagenen Apparat haben. Auch am Rand dieser bindegewebigen Inseln ist deutlich eine Farbmarkierung auszumachen.
Die Intensität der Tetracyclinmarkierung nimmt mit der Entfernung vom Implantat ab. Dies läßt sich mit der Verteilung der Osteoidzellen erklären, deren Zahl in dem äußersten Teil der Knochenappositionszone am größten sein muß. Weiter im Inneren des neugebildeten Knochens sind nur noch wenige Osteoidzellen zu finden.

Es kann keine Kongruenz zwischen den nur schwach, oder überhaupt nicht durch Fluorexzenzfarben gekennzeichneten Region des Implantatlagers und bestimmten Gewebsstrukturen festgestellt werden.

Insgesamt überwiegen die nicht markierten Strecken der knöchernen Pseudoalveolenwand gegenüber den markierten. Der Anteil der markierten Strecke dürfte bei etwa 30 % liegen.
Aus unseren Beobachtungen ergibt sich also, daß zum Zeitpunkt der Injektion der Fluorochrome an etwa einem Drittel der Oberfläche entweder keine oder resorptive Prozesse stattgefunden haben. Gleichzeitig geht aus dem oben dargestellten hervor, daß die breite kollagene Einschneidung des Implantates, die mit ein bis zwei Millimeter ganz beträchtlich ist, nur die Folge ausgedehnten Knochenabbaus sein kann.
In keinem Präparat konnte in der Bindegewebskapsel,oder an der Übergangszone Bindegewebe-Implantat eine Fluorochromeinlagerung festgestellt werden, die einer Kalksalzeinlagerung entsprochen hätte.
ie dargestellten Beobachtungen sollen an Hand ausgewählter Aufnahmen erläutert werden. In der Legende sind die Angaben zur technischen Ausführung der Fotos enthalten. Bilder 8 - 18.

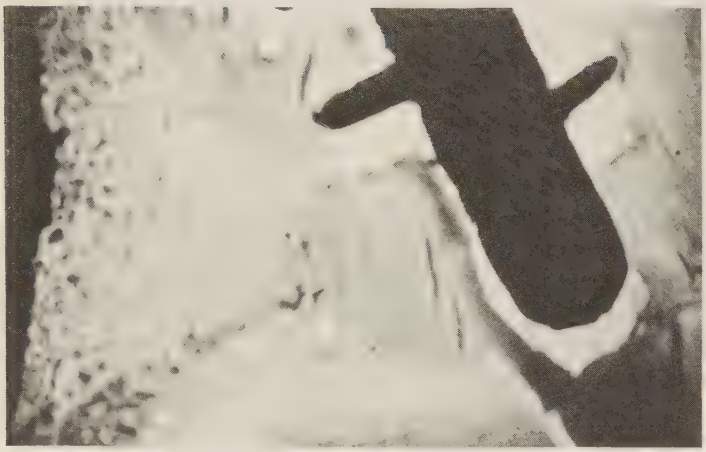


Bild 8 Hellfeld 12 x vergrößert
Übersicht. Schraube mit Bindgewebe und Knochenlager. Durch histologische Aufbereitung Schraube etwas verschoben. Am unteren Bildrand Zahnsubstanz angeschnitten.

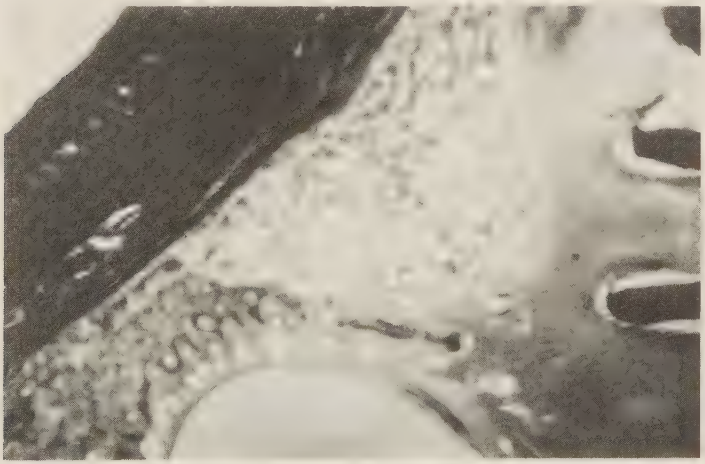


Bild 9 Hellfeld 12 x vergrößert
Wie 8, jedoch aus benachbartem Serienschnitt. Neben dem Implantat mit Bindegewebe und Knochenlager links. Alveolarkammepithel und unten Zahn mit Parodotium.

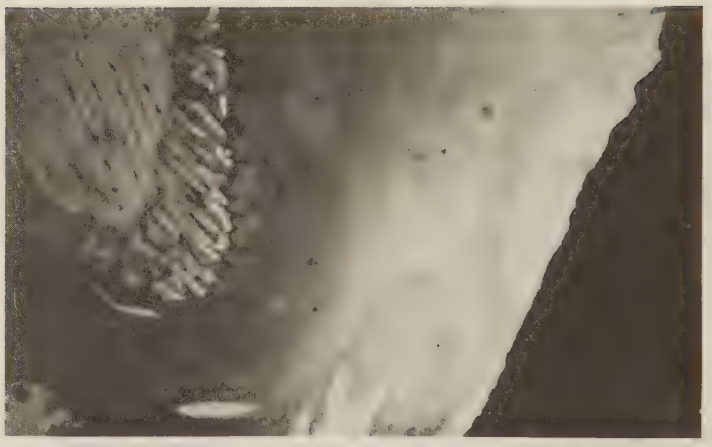


Bild 10 Filter 5 BG 12/ K 530 Vergrößerung 24 x
Aus gleicher Schnittserie. Rechts das unkel gefärbte Implantat, dann gelbrot die starke Bindegewebsschicht, links Knochen. Deutlich ist am Knochen die Anbauzone durch die Markierung mit Fluorexzenzfarben zu erkennen. Der Bereich des Knochenanbaues setzt sich gelb/rot gegen den sobst grünen Knochen ab.

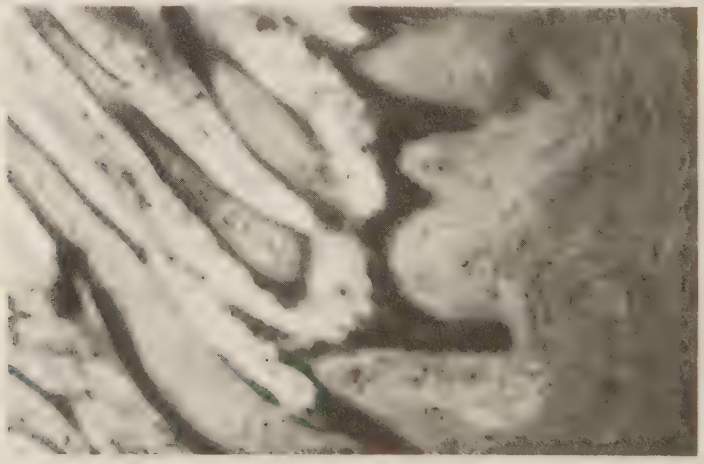


Bild 11 Farbfilter 5 BG 12/ K 510 Vergrößerung 192 x
Ausschnitt aus Bild 10. Knochen hellblau, Bindegewebe dunkelblau. Die Ausrichtung der Knochentrabekel zum Implantat hin führt im Schnitt zu langgestreckten Bindegewebsinseln. Das Bindegewebe ist zellreich, die Knochenanbauzonen sind deutlich gelb markiert.

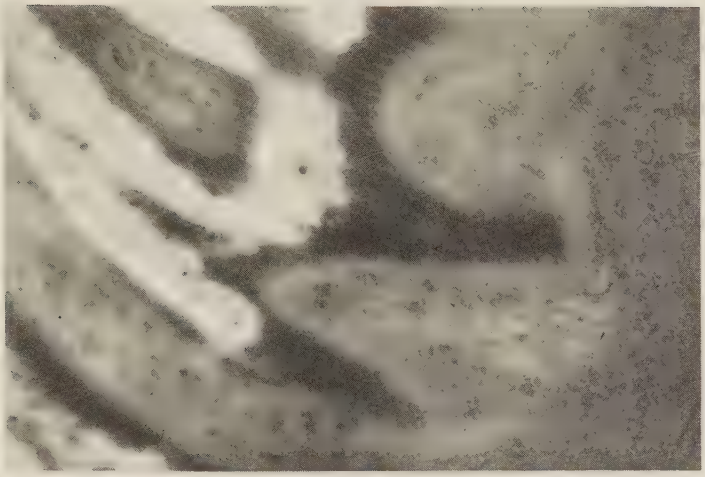


Bild 12 Farbfilter 5 BG 12/ K 510 Vergrößerung 300 x
Ausschnitt aus Bild 11.
In der starken Vergrößerung wird die Markierung besonders in der Nähe der Osteozytenkerne erkennbar.

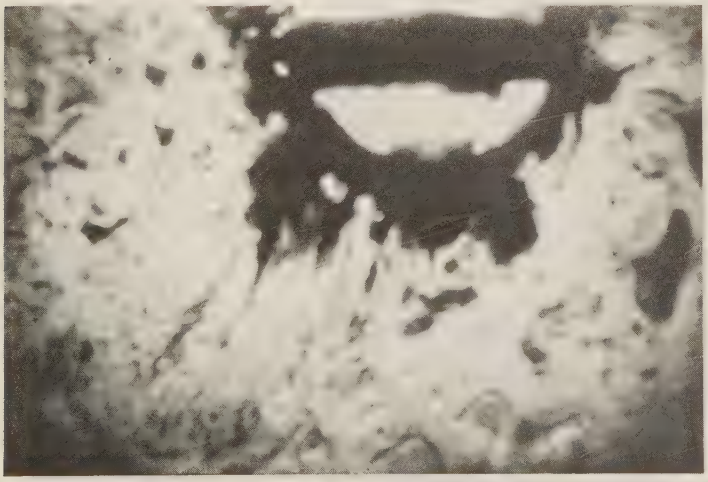


Bild 13 Hellfeld Vergrößerung 12 x
Schnitt in Längsrichtung des Implantates. Schraubenachse nicht erfaßt ; zu sehen ist die apikale Schraubenwindung. Deutlich imponiert das starke "Bindegewebspolster" rot, im Bereich der Implàntatspitze. Die Knochenstruktur erscheint in ihrem Trabekelwerk auf das Implantat hin ausgerichtet.

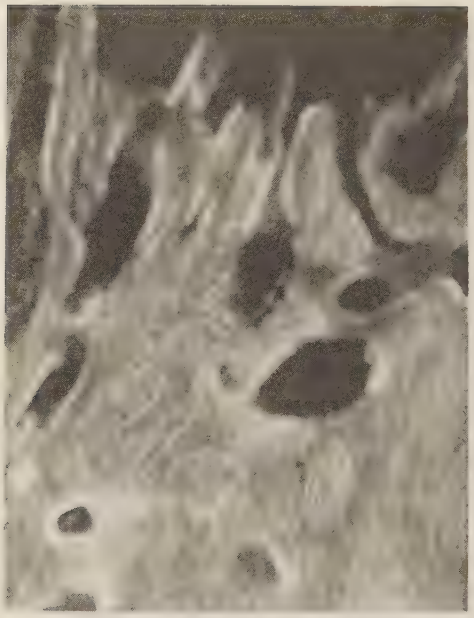


Bild 14, Farbfilter 5
BG 12 / K 530
Vergrößerung 48 x

Ausschnitt aus Bild 13. Knochen erscheint grün, Bindegewebe blaurot. Das Bindegewebe inseriert tief im Knochenlager des Implantates. Es finden sich wieder Bindegewebsinseln und markante Fluorochromeinlagerungen.

Bild 15, Farbfilter 5
BG 12 /K 530
Vergrößerung 24 x

Ausschnitt aus Bild 13. Knochen grünorange, Bindegewebe rot.
Rechts im Bild ein Teil der geschnittenen apikalen Implantatwindung, schwarz. In diesem Bereich ist die Bindegewebszone auffallend schmal. Das Bindegewebe inseriert tief in den Implantatlagerknochen. Nur geringe Fluorochromeinlagerungen.

Bild 16 Hellfeld Vergrößerung 12 x
Übersicht. Oberste Implantatwindung einer paraachsial geschnittenen Schraube. Die Schraubenachse würde von links oben schräg nach rechts unten durch das Bild laufen. Links oben die Durchtrittsstelle des Implantates durch die Gingiva.

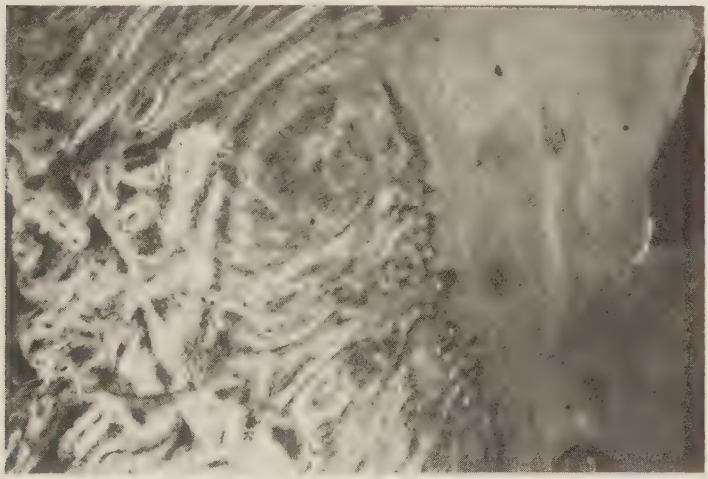


Bild 17 Farbfilter 5 BG 12 / K 530 Vergrößerung 24 x
Ausschnitt aus Bild 16. Rechts schwarz ein Teil der Implantatwindung. Links knöchernes Implantatlager. Die gelb-orange-markierten Anbauzonen reichen entlang der lakunenartigen Knocheneinziehungen, in denen das Bindegewebe inseriert, bis tief in den Knochen hinein.

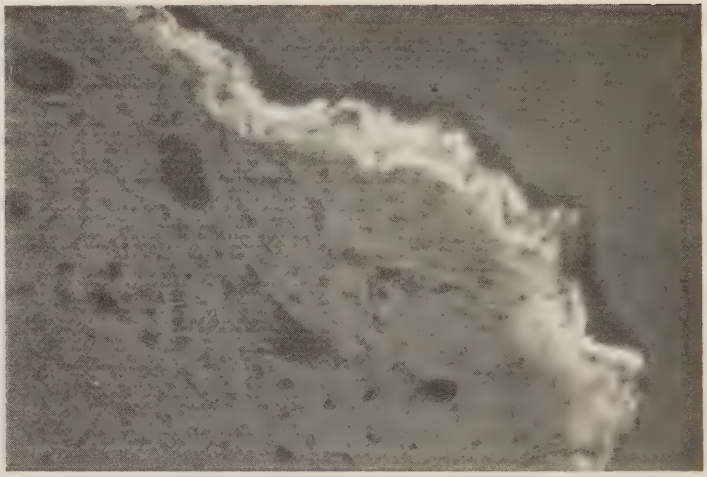


Bild 18 5 BG 12 / K 530,192xvergrößert
Ausschnitt aus 16. Knochen dunkelgrün, Bindegewebe rot. Die starke Vergrößerung zeigt die Aufteilung der durch Fluorochrom markierten Knochenanbauzone in zwei ein wenig voneinander abgesetzte, stärker gefärbte Randstreifen mit einer dazwischenliegenden blasseren Innenzone.

V. DISKUSSION

Seit Beginn des 19. Jahrhunderts wurden verschiedenartige Implantate zum Ersatz einzelner Zähne oder zur Fixation von Brücken sowie von Prothesen entwickelt. Bis heute kann man sie in zwei große Gruppen einteilen:

1. die subperiostalen Implantate
2. die enossalen Implantate

Bei beiden Typen liegt jedoch eine Perforation eines Teils des Implantates in die freie, infizierte Mundhöhle vor-

Die von DAHL 1950 erstmals erprobten auf den atrophierten Kieferkamm gelegten Metallkörper konnten sich nicht durchsetzen, da sie zur weiteren Atrophie des sowieso schon stark reduzierten Knochens beitrugen, Infektionen Vorschub leisteten und meist innerhalb kürzester Zeit wieder entfernt werden mußten.
Die enossalen Implantate, deren stürmische Entwicklung FORMIGGINI 1947 einleitete werden heute nach ihrem dem Knochen zugewandten Werkstoff in zwei Gruppen unterschieden:

1. metallische Implantate
2. keramische Implantate

Als Metallkörper verwendet man heute inerte Metalle, die möglichst geringe Korrosionsneigung haben und deren gute Verträglichkeit schon seit Jahren von Orthopäden und Traumatologen zur Knochenfixation oder bei Gelenkersatz benutzt werden.
Unter Beachtung der experimentell erarbeiteten biomechanischen Grundsätze können diese geschlossenen Implantate außerordentlich belastet werden.
Der Verankerungsmodus dieser metallischen Implantate der sogenannten ersten Generation basiert auf einer mechanischen Verzahnung von Metall und Knochen.
Am Kiefer konnte ARMITAGE beim Rhesusaffen mit halboffenen Implantaten nach drei Monaten eine feste Anlagerung des Knochens an unbelasteten Implantaten feststellen. Dieser Versuchserfolg von anderen Autoren konnte nicht reproduziert werden. Nach An-

sicht der meisten anderen Autoren, besonders aber von ARNAUDOW und RHEINWALD wird ein halboffener implantierter Metallkörper immer als Fremdkörper empfunden und ist der immunologischen Abwehrreaktion des Körpers ausgesetzt. Er wird deswegen durch eine Bindegewebskapsel vom Knochen separiert, die zusätzlich durch unphysiologischen Druck auf das Implantat verdickt werden kann. Die Bindegewebskapsel,stellt in erster Linie eine Abwehrreaktion des Lagergewebes dar. Nach RHEINWALD kann sich ein Gleichgewichtszustand einspielen, der jahrelang anhalten kann, bis er durch eine hinzutretende Infektion zusammenbricht. Hierdurch wird ein circulus vitiosus in Gang gesetzt. Durch die Infektion wird anliegendes Knochengewebe zerstört, das Implantat gelockert, das dadurch weiteren Fehlbelastungen zugänglich wird bis seine Elimination aus dem Knochen stattfindet.
Die pathologische bindegewebige Einscheidung als notwendige oder nützliche Reaktion zu deklarieren, wie dies unter anderem LINKOW und auch PRUIN versuchen oder sie als physiologischen Ersatz der Sharpey'schen Fasern des Zahnes ansehen zu wollen, halten wir für eine Fehlinterpretation.
Wir stimmen vollkommen mit der Ansicht von ARNAUDOW und RHEINWALD überein, daß die Tragezeit jedes metallischen Implantates zeitlich begrenzt ist. Dennoch kann die enossale Implantation von Metallkörpern eine begrenzte Zeit dem Halt von prothetischen Mitteln dienen, die für den Patienten nützlich ist; eine definitive Herstellung von Halteelementen für eine Prothese ist dagegen nicht möglich.
Durch den Einsatz bioinerter Werkstoffe der zweiten Generation, nämlich den Oxidkeramiken, wird die mechanisch optimale Verzahnung von enossalen Implantaten und Knochen durch Kontaktosteogenese erstrebt. Mit Aluminiumoxyd -, Tri- und Tetrakalziumphosphat-, Hydroxylapatit- und Glaskeramiken wurden Stoffe implantiert, die eine derartige Heilungsform ohne mechanische Belastung erreichen, SANDHAUS, SCHULTE et al., HEINKE, KÖSTER, HEIDE und KÖNIG, NEWESELY und OSBORN, STRUNZ, BUNTE und GROSS.

Langzeitversuche mit mechanischer Belastung stehen noch aus, aber auch bei den Kurzzeitversuchen zeichnet sich unter mechanischer Belastung mit wechselnder Druck-und Zugwirkung ein Abbau der Kontaktosteone und ihr Ersatz durch Bindegewebe ab.
Unsere Untersuchungen sollen dazu beitragen, bei metallischen Implantaten die Fakten näher zu betrachten, die zu einer Verlängerung der Tragezeit notwendig sind.

Für den subjektiven Erfolg eines Implantates wird auch die Zufriedenheit des Patienten gewertet, die von Gegebenheiten wie Schmerzen oder Foetor ex ore abhängig ist.
Da im Tierversuch aus verständlichen Gründen solche subjektiven Angaben für die Beurteilung eines Implantationserfolges aus klinischer Sicht entfallen, sowie extreme Liegedauern aus zeitlichen Gründen nicht möglich sind, haben wir mit einem speziellen Schema den klinischen Erfolg unserer Implantate miteinander vergleichbar gemacht. Mit den Parametern der Implantatbeweglichkeit und des Zustandes der das Implantat umgebenden Schleimhaut sollte das Schema möglichst objektiv und gut verständlich sein. Die mit dieser Einteilung erzielten Ergebnisse (siehe auch die Seiten 33 - 36) beruhen auf klinischen Beobachtungen und haben relativen Charakter. Erst durch den Vergleich der klinischen Erkenntnisse mit den histologischen und fluoreszenzoptischen Untersuchungen können die Ergebnisse vollständig beurteilt werden. Ein Vergleich mit den von anderen Autoren veröffentlichten Ergebnissen ist wegen der unterschiedlichen Kriterien, die von den verschiedenen Versuchsansätzen abhängig sind, nur eingeschränkt möglich, LHOTSKY, PRUIN, HOPPE, GRAFELMANN.

Bei der ersten klinischen Kontrolle wurden eine Reihe von Befunden erhoben, die die ganze Skala von "Entzündungsfreiheit ohne Zahnsteinablagerung" bis "stark entzündet mit Zahnstein-

bildung" abdeckten. Signifikante Unterschiede in der Beurteilung des Entzündungszustandes der Schleimhaut ergeben sich bei einer Gegenüberstellung von ungeschienten und mit einer temporären Draht-Palavit-Schiene ruhiggestellten Implantaten (Tabelle 2). Die mit einer Schienung versehenen Implantate wiesen ungünstigere Befunde auf, als die ungeschienten. Man muß annehmen, daß die Schienung als Ansatzpunkt und Übertragungssystem für Belastungen auf das Implantat gewirkt hat.
Ein weiterer Punkt für den deutlich höhreren Anteil an Gingivitiden bei Tieren mit Schienung düfte in mangelnder Mundhygiene zu suchen sein. Offensichtlich führt die Retention von weichen Bestandteilen der Tiernahrung durch die Schienen in diesem Bereich zu deutlichen Entzündungen. Auch die größere Zahnsteinanfälligkeit geschienter Implantate weist in diese Richtung. Bei einem Implantat können die ungünstigen Befunde allerdings durch eine zu hoch ausgeführte Schiene erklärt werden. Der ursächliche Zusammenhang zwischen Schienung und höherem Entzündungsgrad wird noch dadurch untermauert, daß bei den betroffenen Implantaten bereits drei bis fünf Tage nach der Abnahme der Draht-Palavit-Schiene bei der Eingliederung der Brücken eine merkliche Besserung des Entzündungszustandes eingetreten war.

Die Ergebnisse der Taschentiefenmessungen konnten in den meisten Fällen die jeweiligen klinischen Befunde unterstreichen. Grundsätzlich sollte die mechanische Messung der Taschentiefe mit der Sonde wegen der auftretenden Messwertschwankungen bei verschiedenen Untersuchern am selben Implantat nicht überbewertet werden.

Eine relativ gute Beurteilung der Implantationen erlaubt die Beweglichkeitsuntersuchung.
Eine Gegenüberstellung der Beweglichkeitsgrade aus den Messungen nach 14 Tagen und der Kontrolle am Versuchsende einerseits und der Einstufung der jeweiligen Implantate in unsere Erfolgs-

skala andererseits (siehe auch Tabelle 3) ergaben Folgendes: Alle Implantate die nach zwei Wochen die Lockerungsgrade II und III aufwiesen, waren am Ende des Versuches als Mißerfolg zu werten. Daraus läßt sich folgern, daß die frühzeitig auftretenden Lockerungsgrade II und III einen Hinweis auf den voraussichtlichen Mißerfolg eines Implantates geben. Weiterhin kann angenommen werden, daß bereits nach 14 Tagen das Schicksal eines Implantates entschieden ist. Um größere Schäden für Gingiva und Alveolarkamm in Formen von Abszessen horizontalem und vertikalem Knochenabbau zu vermeiden, ist die Explantation zu fordern.

	ungeschiente Implantate	geschiente Implantate
Gesamtzahl	7	9
Entzündungsfrei	4	-
Leichte Entzündung	3	6
Starke Entzündung	-	2
Zahnsteinbildung	2	2
Beweglichkeitsgrad 0	2	1
Beweglichkeitsgrad I	5	3
Beweglichkeitsgrad II	-	3
Beweglichkeitsgrad III	-	1
Implantat-Verlust	-	1

Tabelle 2 Vergleich: Ungeschiente Implantate - Geschiente Implantate

Implantat Nr.	Mobilitätsgrad n. 2 Wochen	Mobilitätsgrad Versuchsende	Erfolgskategorie
11	II	V	4
12	I	0	1
9	0	I	1
10	I	I	1
13	0	I	2
14	0	II	3
15	I	I	2
3	I	I	2
4	II	III	4
5	I	0	1
1	I	I	2
2	V	-	4
8	III	-	4
16	I	0	1
6	II	II	3
7	I	II	3

Tabelle 3, Abhängigkeit Erfolg - Lockerunsgrad

Unter den Implantaten, die am Ende des Versuches klinisch fest waren, befanden sich zwei Implantate, bei denen nach 14 Tagen der Lockerungsgrad I gemessen wurde (Implantat Nr. 5, 12, u. 16.). Dieser Erfolg konnte bisher nur bei Blattimplantationen beobachtet werden, HOPPE.
Eine Erklärung für diese Beobachtung dürfte im zeitlichen Ablauf der Reaktionen des Knochengewebes nach Implantationen zu finden sein. Es ist zu vermuten, daß in einem Zeitraum von zwei bis drei Wochen nach der Implantation im umgebenden Knochen ein Komplex von biologischen Reaktionen abläuft, den man als "resorptive Phase" bezeichnen kann. In dieser initialen Phase dürfte eine verstärkte Osteoklastentätigkeit in einem insgesamt entzündlich veränderten Gewebe vorliegen. Dieser geringfügige Knochenabbau kann zu verstärkter Beweglichkeit des Implantates führen.

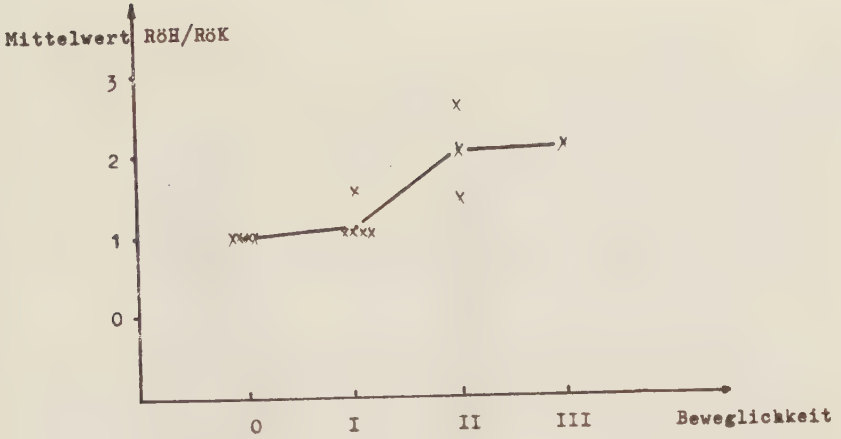
Nach Ende dieses ersten Stadiums schließt sich eine "Phase der Stabilisierung" an, die durch reparative Prozesse, wie vermehrte Osteoblastentätigkeit, zum Aufbau neuer Knochenbälkchen führt. Diese Neubildung von Knochengewebe ist notwendig, um den veränderten Belastungsverhältnissen nach der Implantation gerecht zu werden,LINKOW. Für Hoppe entsprechen diese Umbauvorgänge formal Umbauprozessen, wie sie in allen belastungsgefährdeten Zonen anzutreffen sind. Sie laufen funktionsgerecht ab, so daß belastungsgefährdete Bezirke bei günstiger Disposition den Anforderungen entsprechend neu strukturiert werden.
Aus unseren Beobachtungen läßt sich der Schluss ziehen, daß das Ergebnis von Beweglichkeitsmessungen in den ersten Wochen nach einer Implantation als Kriterium für die prognostische Beurteilung des Eingriffes zu werten ist.
Abhängig von der Auswertung von Beweglichkeitsmessungen über einen Zeitraum von etwa 30 Tagen nach der Implantation könnten fürhzeitig Fehlschläge werden und durch die Eröffnung der betreffenden Implantate leicht größerer Schaden von Alveolarfortsatz und Kieferknochen im Implantationsgebiet abgewendet werden. In Ausnahmefällen stünde nach ausreichender Regeneration der Knochen nach entsprechender Zeit für einen weiteren Implanta-

tionsversuch zur Verfügung. Wird die Explantation jedoch nicht rechtzeitig nach diesen ersten Anzeichen des Mißlingens durchgeführt, ist Schaden für das Implantatlager im Sinne eines weitgehenden bis vollkommenen Alveolarkammverlustes sowie einer möglichen Kieferkörperatrophie zu erwarten. Eine erneute Implantation ist unmöglich und die Versorgung des Patienten mit den chirurgischen Verfahren der relativen oder absoluten Alveolarkammerhöhung erschwert. Die prothetische Versorgung des Patienten ist dann nur unter noch ungünstigeren Verhältnissen, als vor der mißlungenen Implantation möglich.
Allerdings steht in der Praxis der exakten Beweglichkeitsmessung gelegentlich die Suprastruktur als Hindernis im Wege. Wegen der erwünschten Ruhigstellung des Implantates während der Einheilungsphase hat die provisorische oder definitive Suprastruktur in der Regel verblockenden Charakter. Nach den oben dargestellten Versuchsergebnissen, wäre die temporäre Eingliederung der Suprastruktur und damit erleichterte Beweglichkeitsmessung im Interesse des rechtzeitigen Erkennens von Fehlschlägen einer permanenten Verblockung vorzuziehen.

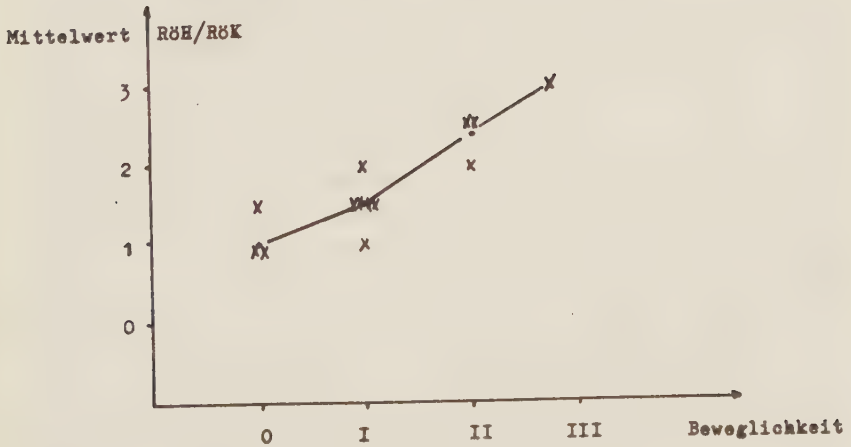
Die Befunde der Röntgenuntersuchungen stimmen meist mit den klinischen Beobachtungen überein. Röntgenaufnahmen sind, wie oben dargestellt nur schwer miteinander vergleichbar. Zusammen mit den Ergebnissen der anderen Untersuchungen stellen sie jedoch eine wertvolle Ergänzung dar.
Häufig werden Transluzenzen auf den Aufnahmen gefunden, die keilförmigen Defekten um Implantatkörper und -hals entsprechen. Durch mechanische Fehlbelastungen und entzündliche Reaktionen ist an diesen Stellen der Knochen des Implantatbettes abgebaut worden. Im Gegensatz zu den von HOPPE, REES und GROHMANN angestellten Versuchen übte das Saumepithel offenbar nur eine geringe Schutzfunktion aus. Da die keilförmigen Defekte an belasteten Implantaten besonders gut zu beobachten waren, ist

anzunehmen, daß die Epithelmanschette die ihr zugedachte Aufgabe nur am festsitzenden Implantat erfüllen kann. Treten jedoch Belastungen auf, so wird die Epithelmanschette durchlässig, Entzündungen werden begünstigt.
Graphik 2 (s.65) zeigt die Röntgenbefunde im Vergleich mit den Beweglichkeitsmessungen. Im Gegensatz zu den Ergebnissen nach zwei Wochen (Teil A) stimmen am Versuchsende (Teil B) Röntgenbefunde und Beweglichkeitsmessungen deutlich überein, wie man aus dem gleichmäßiger steigenden Kurvenverlauf ablesen kann. Zwar bestätigen die radiologischen Befunde gelegentlich die klinisch ermittelten Lockerungsgrade, eine eindeutige Zuordnung bestimmter Befunde beider Skalen ist jedoch nicht zu erkennen.
Die Messung des Alveolarkammverlustes ist mit herkömmlicher Röhtgentechnik nur bedingt durchführbar, da die Gefahr von Fehlprojektionen sehr hoch ist. Menschliche Kiefer lassen sich annähernd reproduzierbar röntgen, wenn die Aufnahmen mit einem Filmhalter hergestellt werden. Der Einfallswinkel der Röntgenstrahlen ist dann fast genau gleich. Filmhalter waren bei unseren Tieren aus anatomischen Gründen nicht anwendbar.

Bei den histologischen Untersuchungen wurde in allen Fällen eine bindegewebige Einscheidung des Implantates im knöchernen Lagergewebe gefunden. Die bindegewebige Einkapselung eines alloplastischen Implantates wird übereinstimmend von den meisten Autoren beschrieben, ARNAUDOW, GRAFELMANN, MAYER, LINKOW.



A Nach 2 Wochen



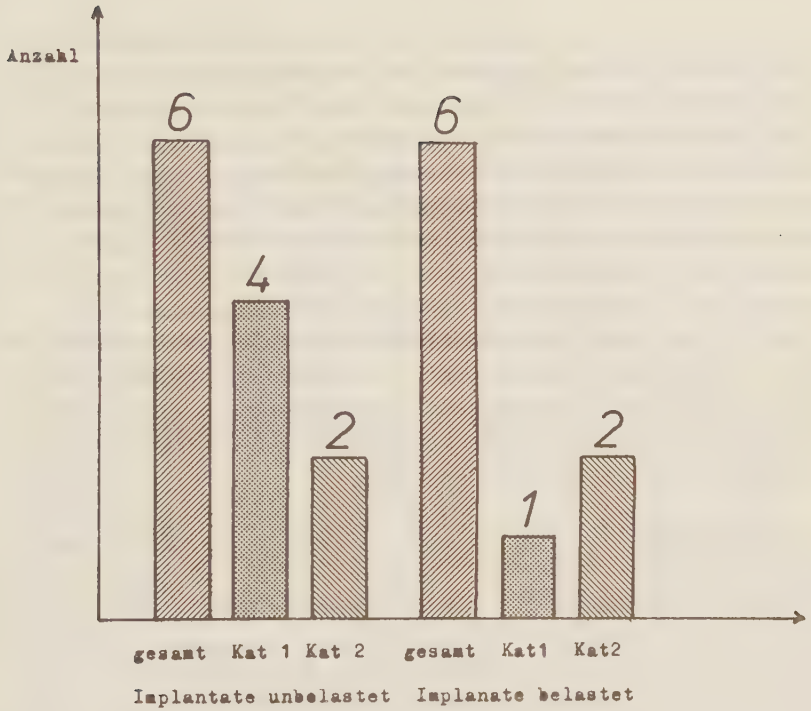
B Bei Versuchsende

Graphik 2 Teil A u.B Röntgenbefunde im Vergleich zu Beweglichkeitsmessungen

Unsere eingangs geschilderte Auffassung der Bindegewebsmanschette steht auch in Übereinstimmung mit dem von uns beobachteten relativ ungünstigeren Abschneiden belasteter Implantate im Vergleich zu unbelasteten (siehe auch Graphik 3). Während von den belasteten Implantaten zwei in Kategorie 2 und nur eines in Kategorie 1 eingestuft wurde, erreichten von den unbelasteten Schrauben ebenfalls zwei die Kategorie 2 und sogar vier die Kategorie 1.

Eine Diskussion darüber, ob es für den Erfolg eines Implantates wünschenswert ist, eine möglichst innige Verbindung zwischen Implantat und umgebenden Knochen zu erreichen, oder ob es nicht viel erstrebenswerter ist, daß sich eine Bindegewebskapsel gewissermaßer als Pufferzone zwischen Implantat und Knochen entwickelt, dürfte dann entschieden sein, wenn sich erweisen sollte, daß auch bei mechanischer Belastung eine K o n t a k t o s t e o g e n e s e bestehen bleibt.

Als Zeichen resorptiver, jedoch zugleich positiver Umbauvorgänge des Bindegewebslagers wertet HOPPE die sogenannten "buchtenreichen Halte- oder Anbaulinien", die sich zwischen lamellärem und geflechtreichem Knochen abzeichnen. Lamellärer Knochen sei erfahrungsgemäß auf langdauernde mechanische Insulte sehr empfindlich, und dort anzutreffen, wo die mechanischen Verhältnisse gesichert sind. Geflechtknochen entstehe dagegen gerade unter der Einwirkung von ständigen mechanischen, vor allem inadäquaten Insulten. Die Umbauprozesse liefen funktionsgerecht ab, so daß belastungsgefährdete Bezirke bei günstiger Disposition neu strukturiert würden. Die eben beschriebenen "Halte- und Anbaulinien" ließen sich in unseren Präparaten nicht nachweisen, die mechanischen Verhältnisse waren also nicht gesichert. Als Reaktionen des Knochens auf die veränderten Belastungsverhältnisse fanden wir eine umorientierte trajektorielle Zeichnung des Lagerknochens. Durch diese Veränderungen gelingt es dem Knochen, die mechanischen Belastungen auf eine größere Knochenfläche zu verteilen und so eine bessere Abstützung zu erreichen.



Graphik 3 Zusammenhang Erfolg - Belastung

Beachte: Für den Vergleich unbelastete/belastete Impl. standen nur noch 12 Schrauben zur Verfügung

Von den insgesamt sechs Implantaten im unbelasteten Zustand konnten vier in die Kategorie 1 eingestuft und damit als erfolgreich gewertet werden. Zwei Implantate kamen in Kategorie 2, Linke Seite.

Dagegen erreichten von den sechs belasteten Implantaten nur eines die Kategorie 1 und zwei weitere die Kategorie 2, Rechte Seite.

Durch unsere fluoreszenzmikroskopischen Untersuchungen des Knochenlagers um das Implantat sollte geklärt werden, ob es im Anschluß an die in der Literatur beschriebene katabole Phase (LINKOW,HOPPE, ARNAUDOW) nach der Implantation tatsächlich wieder zu reparativen Prozessen im Knochengewebe kommt, oder ob nur Destruktionsvorgänge ablaufen. Sind die Befunde des Implantatlagers am Versuchsende also die bloße Folge abgelaufener Knochenresorptionen, oder hat sekundär auch eine anabole Phase, verbunden mit Appositionsvorgängen stattgefunden ? Wird durch die gebildete Bindegewebsmanschette jeglicher Knochenanbau verhindert, oder frühzeitig gestopt, oder bildet sich wieder Knochen nach ? Diese Fragen lassen sich nur beantworten, wenn Knochenappositionen an den Innenwänden des Implantatlagers gefunden werden kann.

Diese Knochenapposition ließ sich in allen Präparaten nachweisen. Darüberhinaus waren bevorzugte Zonen für die Fluorochromeinlagerung erkennbar. Die Farbmarkierung zeigte sich vergleichsweise stärker an Stellen, bei denen das Bindegewebe um das Implantat tief in dem benachbarten Knochen inseriert.
Meist treten solche Zonen intensiven Faser-Knochen-Kontaktes mit palisadenartig gerichteter Knochenapposition in Regionen auf, die hohen Zugbeanspruchungen ausgesetzt sind. Die durch die charakteristische Knochenzeichnung und durch die intensivere Farb - markierung gekennzeichnete Knochenappositionszone tritt offenbar besonders in zugbeanspruchten Regionen auf.

Obwohl wir durchschnittlich an einem Drittel der inneren Oberfläche des Implantationskanales Fluorochromeinlagerungen finden konnte, überwog dennoch insgesamt der Knochenabbau.
Diese Feststellung könnte, wie schon LINKOW erwähnt, mit dem raschen Ablauf der katabolen Stoffwechselphase nach einer Implantation und den daraus resultierenden ausgedehnten Resorptionen am knöchernen Implantatbett erklärt werden.

Diese Resorptionen sind nach kurzer Zeit abgeschlossen. Die sich anschließenden Vorgänge der anabolen Phase würden dann solange stattfinden, bis sich eine Art Gleichgewichtszustand zwischen resorptiven und reparativen Prozessen eingestellt hat. Sollten die Vorgänge an der Innenwand des knöchernen Implantationskanales zeitlich genauer erfaßbar sein, so müßten nach unseren Untersuchungen periodische Schwankungen von 6-8 Wochen pro Phase erfolgen.

Insgesamt ergaben sich aus unseren Untersuchungen im Wesentlichen folgende Erkenntnisse:

-- Um enossale Schraubenimplantate entsteht nach unterschiedlicher Tragedauer eine deutliche Knochenapposition am Implantatlager.
Diese reparativen Vorgänge im Gewebe reichen offensichtlich nicht aus, um die durch das mit einer Suprastruktur versehene und belastete Implantat verursachten Knochendestruktionen auszugleichen,
Das bei KANTH geforderte biostatische und biodynamische Gleichgewicht war offenbar nicht hergestellt. Aus biodynamischer Sicht war das Implantat nur teilweise in der Lage, die einwirkenden Kräfte abzufangen, daß keine bleibenden Destruktionen am Nachbargewebe resultierten, obwohl eine zur Pufferung der Kaudruckkomponenten gut geeignete Implantatform gewählt worden war. Biostatische Voraussetzungen, wie das korrekte Einbringen und Ausrichten des Implantates zur Ausschluß von Überbeanspruchungen des umgebenden alveolären Knochens, waren ebenfalls eingehalten worden.
Um die von uns beobachteten Destruktionen nicht irreversibel manifest werden zu lassen, sollten Implantationen nur in besonderen Fällen vorgenommen werden und auf eine begrenzte Zeitspanne beschränkt bleiben. Bei Implantationen zur Aufnahme festsitzenden Zahnersatzes sollte in der prothetischen Planung darauf geachtet werden, daß die Zahl der natürlichen Pfeiler die

der Implantatpfeiler übersteigt, damit die größtmögliche Stabilität erreicht wird.

-- Klinische, histologische und fluoreszenzmikroskopische Ergebnisse stimmten weniger überein, als vorher angenommen.
Ein nach klinischen Kriterien als gut eingestuftes Implantat kann trotzdem bei mikroskopischen Untersuchungen ungünstige Befunde aufweisen.
Auffallend war dies beim Vergleich der Beweglichkeitsmessungen einer Reihe von Implantaten mit der Messung der bei ihnen im histologischen Bild gefundenen Bindegewebsschichtdicke. Eine relativ hohe Festigkeit ließ auf eine geringere Kollagenschichtdicke schließen, als sie dann tatsächlich vorgefunden wurde.
Ebenso wies das klinische Bild der von uns als erfolgreich eingestuften Implantate auf geringer ausgeprägte Resorptionserscheinungen am Knochen um die künstlich geschaffene Alveole hin, als dann im histologischen und fluoreszenzmikroskopischen Bild festgestellt wurde.
Zwar konnten wir mit Hilfe der Fluoreszenzmikroskopie eindeutig reparative Prozesse an der Wandung der künstlichen Alveole nachweisen; diese reparativen Prozesse reichten jedoch nicht aus, um selbst nach 20-wöchiger Liegezeit den umgebenden Knochen wieder an das Implantat herabwachsen zu lassen. Es kann nicht entschieden werden, ob die Knochenresorption um ein Implantat sich langsam aber stetig fortsetzt und dabei kurzzeitigen reparativen Prozessen unterbrochen, oder ständig von solchen begleitet wird, oder ob die Knochenresorption sofort und als Folge der Implantation einsetzt und in relativ kurzer Zeit abläuft. Die reparative Phase würde sich dann in einer Art Gleichgewichtszustand mit Überwiegen der Resorptionen anschließen.
LINKOW beschreibt diese Resorptionen als Folge unterbrochener oder gestörter Stoffwechselvorgänge, die durch das Implantationstrauma ausgelöst werden. Die ausgedehnten Knochenresorptionen kommen aus seiner Sicht dadurch zustande, daß Osteozyten

nicht durch Mitose regenerieren können, sondern nach einem starken Trauma aussterben müssen. Das an dieser Stelle des resorbierten Knochens getretene Bindegewebe hält LINKOW aber für geeignet, die Druckwirkungen auf das Implantat in Zugwirkungen auf den umgebenden alveolären Knochen umzuformen und dadurch eine Knochenapposition anzuregen.

Nach ARNAUDOW verdrängt der permanente Druck auf das Implantat, das von seiner Struktur her unelastisch ist, zuerst die extrazelluläre und dann die intravaskuläre Flüssigkeit aus dem Gewebe wodurch die Abbauvorgänge eingeleitet werden.

Wir müssen uns bei den nur gering nachweisbaren Anbauvorgängen am Knochenbett der Aussage MAYERS anschließen, der nicht glaubt, daß das um ein Implantatentstehende Bindegewebe, ähnlich wie die Sharpey'schen Fasern des natürlichen Parodontismus, die Druckbelastungen der Kaukraft in physiologischen Zug umwandeln kann. Dann hält sich in unserem Versuch bei deutlicher bindegewebiger Umscheidung eine ausgedehntere Knochenanbauzone feststellen lassen müssen.
Auch bei einigen der nicht belasteten Implantate konnten relativ hohe Festigkeitswerte gemessen werden. Dennoch mußte bei allen diesen Implantaten nach histologischer Untersuchung festgestellt werden, daß eindeutige Resorptionen vorlagen. Selbst bei Implantaten, die durch akzidentelles Eintreiben in Radices sehr geringe Mobilitätsgrade aufwiesen,wurden klinisch Entzündungen und im histologischen Bild Resorptionen mit bindegewebigem Ersatz des Alveolarknochens gefunden. ARNAUDOW spricht von einem "Schwimmen des Implantates in der Spongiosa", das nicht zu dessen Stabilität beitragen könne.
Andererseits meint JACOBS, der Implantationsversuche an Hunden durchgeführt hat, daß die Ausbildung einer Bindegewebsschicht unter Umständen sogar als günstig für den weiteren Verbleib eines (Blatt-) Implantates angesehen werden kann, wenn keine infiltrierenden Granulationen dabei entstünden. Im Vergleich zu

dem normalen Zahnhalteapparat sei diese Pufferschicht in der Lage, gewisse Belastungen auf das Implantat aufzufangen. Stände das Implantat im unmittelbaren Kontakt zum Knochen, so würden bereits geringe Druck- und Schubwirkungen im Alveolarknochen Umbauvorgänge induzieren.
Nach JACOBS überwiegt auf lange Sicht die Knochenappositionen.

In Übereinstimmung mit unseren klinischen Befunden zeigte sich das Verhalten der Gingivalmanschette um den Implantathals. Wie HOPPE und auch FRITZ fanden wir nur geringes Epitheltiefenwachstum. Das Epithel war selbst nach der längsten im Versuch entstandenen Liegezeit (29 Wochen) nicht tiefer, als bis oberhalb der ersten Schraubenwindung eingedrungen. Über die Durchlässigkeit der =Pseudogingivalmanschette" lassen sich mit unserer Versuchsanordnung keine Aussagen machen. Das Epithel zeigte im histologischen Bild zwar einen Zustand erheblicher proliferativer Verdichtung, aber wenige Anzeichen für entzündliche Veränderungen. Ob die Proliferation in ihrem Ursprung als Antwort auf entzündliche Vorgänge in diesem Bereich verstanden werden kann, oder nur als Antwort auf mechanische Belastung, bleibt umstritten.

-- Offensichtlich ist für den Erfolg oder Mißerfolg von Implantaten die auf sie ausgeübte Belastung nach Art und Größe von entscheidender Bedeutung.
Im Verlauf des Experiments stellten wir zwei Belastungsversuchsreihen auf. Einerseits wurden die Implantate mit einer temporären Schiene versehen, andererseits mit einer nach individuellem Abdruck hergestellten Brücke. Im Ergebnis haben die ungeschienten bzw. unbelasteten Implantate besser abgeschnitten. (siehe Tabelle 2 S. und Graphik 3 S.
Auch GERBERT, CHERCHEVE, RHEINWALD und SANDHAUS haben der Konstruktion der Suprastrukturen entscheidende Bedeutung für die Erfolgsaussichten eines Implantates zugemessen.

MÜHLEMANN weist auf die geringe Traumatisierung des Knochens durch die Schraubenimplantation hin, die das Gewebe nicht wie beim Blattimplantat durch Spreizung mit Druck belastet. Erst die Suprakonstruktion führt zu Belastungen, die das Gewebe in der Umgebung des Implantates zu größeren Umbauvorgängen veranlaßt.
Auch RHEINWALD plädiert für eine Implantationsmethode, die durch minimale Traumatisation des Gewebes während und in unmittelbarem Anschluß an die Implantation den Knochen schont.
Die im Tierversuch gewonnenen Erkenntnisse lassen sich natürlich nur begrenzt auf menschliche Verhältnisse übertragen. Im Detail werden sich sicher Unterschiede ergeben. So reagieren tierische Gewebe zwar auf die Implantation in gleicher Weise wie menschliche Gewebe, das Ausmaß dieser Reaktionen ist jedoch von vielen Einflüssen abhängig, die sich im Tierversuch nur schwer, oder überhaupt nicht simulieren lassen.
Für den Ausgang solcher Untersuchungen ist z.B. die Mundhygiene von entscheidender Bedeutung. Viele Befunde können darauf zurückgeführt werden, daß im Tierversuch keine optimale Mundhygiene zu erreichen ist. So ergibt sich die Frage, ob das schlechtere Abschneiden der belasteten Implantate nicht teilweise auf die durch die Suprakonstruktionen erhöhte Plaque- und Zahnsteinanlagerung mit ihren bekannten Folgen zurückzuführen ist. Eine optimale Mundhygiene, etwa in der von KANTH geforderten Weise, ist daher für die erfolgversprechende Implantation unbedingte Voraussetzung.
Auch war es wegen der völlig anderen OKklusion und Artikulation des Schweines nicht möglich, eine einwandfreie Suprakonstruktion herzustellen. Beim Tier mit seinem vom Menschen differierenden Bewegungsschema wird also der Effekt der Knochendestruktion durch die belastete Suprakonstruktion noch von Fehlfunktionen des Zahnersatzes verstärkt.

Zwar erweist sich der Tierversuch als geeignet, grundsätzliche Erkenntnisse zu gewinnen; Grenzen finden solche Untersuchungen aber dort, wo die Mitarbeit des Patienten unumgänglich ist, etwa durch bewußte Schonung des frisch implantierten Fremdkörpers, oder durch konsequente Mundhygiene. Andererseits sind beim Menschen ungünstigere Verhältnisse durch die Altersatrophie der Kiefer anzunehmen. Im Tierversuch werden relativ junge Tiere untersucht. Die Übertragbarkeit der im Tierexperiment gewonnenen Erkenntnisse auf die Verhältnisse beim Menschen ist daher nur unter Vorbehalt möglich.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Bei acht Minischweinen implantierten wir im Unterkiefer insgesamt 16 Helicoidal-Tantal-Schraubenimplantate nach Heinrich. Die Liegedauer der Implantate betrug zwischen vier und 29 Wochen.
Im Verlauf der Versuche injizierten wir den Tieren Fluorochrome Tetracyclin und Xylenolorange. Nach Versuchsende wurden die Tiere getötet, die Implantate im Knochenblock entfernt und in Methylmetacrylat eingebettet. Implantate und Knochen konnten in einem Arbeitsgang geschnitten werden. Anschließend folgte im Durchlichtverfahren mit Ultraviolett- und Blauanregung die mikroskopische Untersuchung des knöchernen Implantatlagers auf Fluorochromeinlagerungen. Während der gesamten Versuchszeit fanden zusätzlich klinische und röntgenologische Untersuchungen statt.
Dabei sollten die Reaktionen des Knochens auf die Implantation und besonders die dadurch hervorgerufene Regenerationsleistung untersucht werden. Weiterhin sollte geklärt werden, wieweit klinische und histlogische Befunde übereinstimmen und ob die im Tierexperiment gefundenen Ergebnisse ohne Einschränkung auf die Situation beim Menschen übertragbar ist.

Nach klinischen Gesichtspunkten erarbeiteten wir anhand der Kriterien Schleimhautzustand, Entzündungsgrad und Mobilität der Implantate eine relativierende Erfolgsskala mit vier Kategorien . Ausschließlich nach diesen klinischen Bewertungsmaßstäben können nur die 31 % der in die Kategorie eins eingestuften Implantate als Erfolg gewertet werden.

Durch Versorgung ausgewählter Implantate und ihrer Nachbarzähne mit provisorischen Brücken ergab sich ein Vergleich zwischen belasteten und unbelasteten Implantaten. Die belasteten Implantate schnitten wesentlich schlechter ab, als die unbelasteten.

In der histologischen Untersuchung fanden wir bei allen Implantaten eine mehr oder weniger stark ausgeprägte Bindegewebsmanschette aus kollagenen Fasern. Diese kollagene Bindegewebsschicht war in keinem Fall völlig frei von einer entzündlichen Komponente.
Direkter Knochenkontakt eines Implantates konnte nicht gefunden werden. In einigen Fällen lag mäßiges Epitheltiefenwachstum vor.
Bei den fluoreszenzmikroskopischen Untersuchungen mit Ultraviolett- und Blauanregung fanden sich in allen untersuchten Präparaten am Übergang zwischen dem knöchernen Implantatlager und der das Implantat umgebenden Bindegewebsmanschette deutliche Fluorochromeinlagerungen. Zum Zeitpunkt der Fluorochrominjektion wurden somit bei allen Präparaten in bestimmten Bereichen ablaufende, reparative Prozesse im Sinne einer schichtweisen Knochenapposition nachgewiesen.
Im Augenblick ist nich zu klären, ob dieser Knochenanbau Teil der nach Implantationen als typisch angesehenen anabolen Stoffwechselphase, oder nur Teil der in Schwankungen ablaufenden normalen Knochenregenerationsvorgänge ist.
Die nachgewiesenen regenerativen Vorgänge waren offenbar nicht in der Lage die durch die Implantationen hervorgerufenen Destruktionsvorgänge in angemessener Weise zu kompensieren.

Bei allen Versuchen mußten die nur nach klinischen Gesichtspunkten aufgestellten Ergebnisse der Implantate nach den weitergehenden röntgenologischen und histologischen Untersuchungen relativiert werden. Es zeigte sich, daß die klinischen Untersuchungen im Allgemeinen bessere Ergebnisse erwarten ließen, als sie dann tatsächlich bei den histologischen Untersuchungen gefunden wurden.
Tierexperimente sind bei grundsätzlichen histologischen Untersuchungen nicht zu ersetzen. Da die bei Tieren bestehenden Okklusionsverhältnisse jedoch deutlich von der Situation beim Menschen

abweichen, ist die Übertragbarkeit der im Tierversuch erzielten Ergebnisse auf den Menschen nur eingeschränkt möglich.

VII LITERATUR

Allgöver, M.; M.E. Müller; R. Schenk; H. Willenegger
Biomechanische Prinzipien bei der Metallverwendung am Knochen
Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie Bd. 305, 1 (1963)

Andrews, R.R.
Prehistoric Crania from Central-America
Dent. Cos. 35, 1156 f (1893)

Armitage, J.; J. Natiella; G. Greene; M. Meenaghan
An evaluation of early bone changes after the insertion of
metal endosseous implants into the jaw of rhesus monkeys
Oral surgery 32 (1972)

Arnaudow, M.
Die künstliche Zahnwurzel als Brückenpfeiler und
Problematik der enossalen Implantation
Zahnärztl. Praxis 22 73 ff (1971)

Arnaudow, M. u.a.
Die prothetische Versorgung des zahnlosen UK mit Einschluß der
Implantation
Gräfelfing, Werkverlag Banaschewski 1972

Arnaudow, M.
Grundsätzliches zur enossalen Implantation in
Möglichkeiten und Methoden der Implantologie
München-Gräfelfing, Werkverlag Banaschweski 1976

Bernimoulin, J.P.
Eine kurze Übersicht über die Dentalimplantologie
Zahnärztliche Welt 1, 19 ff (1971)

Boellard, J.W. und Th.v. Hirsch
Die Herstellung histologischer Schnitte von nicht entkalkten Knochen mittels Einbettung in Methacrylsäure-Ester
Mikroskopie 13, 386 ff (1959)

Cherchève, R.
Zwei Jahrzehnte Erfahrung mit der Implantologie
in Arnaudow, M. u.a.: Möglichkeiten und Methoden der Implantologie
Werkverlag Dr. E. Banaschewski München 1976

Contzen, H.
Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1967

Dahl, G.S.A.
Ar de mojligt att mod frangang gora implantat av Vitallium i kakarna som bas for protes
Svensk. Tandlak T. 1950

Dahl, G.S.A.
Subperiosteal implants and superplants
Dent. Abstracts 2, 685 (1957)

Eger, W.; H. Kämmerer u. G. Fuchs
Beiträge zum Verhalten von Knochentransplantaten, untersucht am Dünnschliff nach Tetracyclin-Markierung
Langenbecks Archiv klinischer Chirurgie 307, 388, (1964)

Flohr, W.
Die Implantation von Kunstharzwurzeln und ganzen Prothesen als Stützpfeiler für Brücken und Prothesen
Zahnärztl. Welt 8, 75 ff (1953)

Formiggini, M.
Protesi fisse in brocche edentule a mezzo di infiblazioni dirette endomascellari
Riv. ital. Stomat. 9, 814 ff (1954)

Fritz, R.
Implantologische Erfahrungen und histologische Untersuchungen der Schleimhautdurchtrittsstelle
Buch- und Zeitschriften-Verlag Die Quintessenz, Berlin 1971

Fröhlich, E.
Implantologie aus parodontologischer Sicht
Ref. Symposion für Kieferimplantate München 1970

Frost, H.M.
Tetracycline labelling of bone and the zone of demarcation of osteoid seams
Canad. J. Biochem. 40, 485 ff (1961)

Gerbert, H.A.
Suprastrukturen auf Implantatpfeilern
in U. Rheinwald; Die Quintessenz der zahnärztlichen Implantologie
Verlag Die Quintessenz, Berlin 1971 115 ff

Greenfield, E.J.
Implantation of Artificial Crown and Bridge Abutments
Dent.Cos. 55, 364 ff (1913)

Grohmann, A.
Untersuchungen über die Passage von ^{35}S-markierten Mykobakterien und Staphylokokken an Perforationsstellen von Gerüstpfeilern
Diss. Kiel 1969

Heinrich, B.
Entwicklung und Anwendung der Helicoidal-Tantal-Schraube.
Histologische und bioelektrische Untersuchungen und Ergebnisse
Hamburg 1972

Heinrich, B.
Schrauben- und stabilisierte Klingenimplantate
in: Replantate Transplantate Implantate
Vorträge Bayer. Zahnärztetag Landeszahnärztekammer 117 ff(1972)

Hemetsberger, R.
Experimenteller Beitrag zur Frage des Schicksals implantierter
Kunststoffe in tierischem Gewebe
Diss. Berlin 1963

Hickman, J.; E.G.C. Clarke; A.R. Jennings
Structural changes in bone associeted with metallic implants
The Journal of Bone and Joint Surgery Bd. 40 B, 799 (1958)

Hoppe, W.
Das Lagergewebe subperiostaler Gerüstimplantate
Carl Hauser Verlag München 1961

Jacobs, H.G.
Knochenreaktionen im Tierversuch nach Eingliederung von
enossalen Blattimplantaten
in Orale Implantologie 1, 1974

Jones, L.; A.B. Liebermann
Interaction of bone and various metals
Arch. Surg. 32, 990 (1936)

Kanth, L.
Alloplantologie - Alloplastische Implantate im Kieferbereich
Z W R Nr. 5 (1971)

Kanth, L.
Klinische und histologische Untersuchungen zu einer enossalen Implantationsmethode
Z W R Nr. 17 (1973)

Kanth, L.
Die intraossale Implantation:Voraussetzung und Möglichkeiten
Dtsch. Zahnärzteblatt 25 (1973)

Kirschner, H.; U. Kraus; W. Meinel
Neue Ergebnisse experimenteller Studien über Biokompatibilität keramischer Implantate im Kieferknochen
Vortrag 101 Jahrestagung d. DGZMK Kiel 1975

Köster,K.; H. Heibe; R. König
Resorbierbare Calciumphosphatkeramik im Tierexperiment unter Belastung
Langenbecks Archiv Chir. 343, 173 (1977)

Lhotsky, B.
Zur Verträglichkeit alloplastischer Implantate
D D Z 11 (1965)

Linkow, L.J.; R. Chercheve
Theories and techniques of Oral Implantology
The C.V. Mosby Company, Saint Louis 1970

Maggiolo, N.
Manuela de l'Art dentaire
Zit. nach E.C. Kirk
Dent.Cos. 1923

Milch, R.; D. Rall; J. Tobi
Fluorescence of Tetracycline antibiotics in bone
Journal of Bone and Joint Surgery 40, 897 (1958)

Mossdorf, M.
Implantations- u. Implantat-Magnet-Prothese
Zahnärztl. Praxis 3, 17 (1952)

Mühlemann, H.R.
Zur Mikrostruktur der Implantatoberflächen
Schweizer Mschr. Zahnheilkunde 85, 79/3 (1975)

Nothdurft, H.
Die experimentelle Erzeugung von Sarkomen bei Ratten und Mäusen durch Implantation von Rundscheiben aus An, Ag, Pt oder Elfenbein
Die Naturwissenschaften 42, 75 (1955)

Osborn, J.F.; H. Newesely
Dynamische Aspekte der Knochen-Implantat-Grenzfläche
Symposion über Grundlagen und klinische Anwendungen oraler Implantate Heidelberg Vortrag 1 (3.1979)

Pruin, E.H.
Implantationskurs in der Odonto-Stomatologie
Verlag Die Quintessenz, Berlin 1974

Rees, H.
Untersuchungen über die Schrankenfunktion des Epithelansatzes am Implantatstift
Diss. Kiel 1966

Rheinwald, U.
Problematik der Implantologie früher und heute
in 'Die Quintessenz der zahnärztlichen Implantologie'
Verlag Die Quintessenz, Berlin 1971

Rheinwald, U.
Standortbestimmung in der Implantologie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
in 'Replantate, Transplantate, Implantate'
Vorträge Bayer. Zahnärztetag Landeszahnärztekammer 92 ff (1972)

Rheinwald, U.
Die Quintessenz der zahnärztlichen Implantologie
Verlag Die Quintessenz, Berlin 1971

Sandhaus, S.
Neue Aspekte der Implantologie. CBS-Implantate.
Medica-Verlag, Stuttgart 1975

Sandhaus, S.
Wissenschaftl. Beitrag zum Gebiet der Oralrehabilitation mit Hilfe des Implantationsverfahrens CBS
Zahnärztliche Welt 80 (1971)

Schautz, R.
Zur Differentialdiagnose und Variabilität von Fremdkörpergranulomen
Ärztliche Wochenschrift 9, 630 (1954)

Schenk, R.
Zur histologischen Verarbeitung von unentkalkten Knochen
Acta Anatomica 60, 3 ff (1965)

Schmutziger, P.; H. Obwegeser
Verhalten der Schleimhaut bei Implantaten
Schweizer Mschr. Zahnheilkunde 68, 890 (1958)

Schröder, F.
Die Herstellung prothesenfähiger Lager bei atrophischen Kiefern unter Verwendung körpereigenen Materials
in 'Replantate, Transplantate, Implantate'.
Vorträge Bayer. Zahnärztetag Landeszahnärztekammer 1972

Schulte, W.; G. Heimke
Das Tübinger Sofortimplantat
Quintessenz zahnärztl. Lit. 27 Referat Nr. 5456 (1976)

Scialom, J.
A new look at implants: afortunate discovery; needle implants
Inform. Dent. 44, 2739 ff (1962)

Spiessl, B.
New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery
Springer Verlag Berlin-Heidelberg-New-York 1976

Strunz, V.; M.Bunte; R.Stellmach; V.M. Gross; K. Kühl;
H. Brömer; K. Deutscher
Bioaktive Glaskeramik als Implantatmaterial in der Kieferchirurgie
Dtsch. zahnärztl. Zeitsch. 32, 287 (1977)

Torsten, A.
Tetracycline in teeth and bone
Lancet 1, 969 (1962)

Venable, Ch.S.; W.G.Stuck
The effects on bone of the presence of metals based upon electrolysis
Anals of surgery 917 (1937)

Waerhaug, J.; H.A. Zander
Implantation of acrylic roots in tooth sockets
Oral Surgery 9, 46 ff (1956)

Younger, W.J.
Implantation of teeth
Dent. Cos. 29,42 (1887)

Znamensky, N.N.
Implantation künstlicher Zähne
Deutsche Mschr. Zahnheilkunde 9, 87 ff (1891)

L E B E N S L A U F

Am 4. August 1952 wurde ich als Sohn des Ingenieurs Heinrich Willecke und seiner Frau Mathilde, geb. Elsässer in Aschaffenburg geboren.

Die Volksschule besuchte ich ab 1958 in Oberlauter, Kreis Coburg.
1962 wechselte ich zum Gymnasium Ernestinum nach Coburg, wo ich auch 1971 die Reifeprüfung ablegte.

Im Wintersemester 1971/72 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität in Würzburg.
Dort legte ich 1974 die zahnärztliche Vorprüfung und 1977 das zahnärztliche Staatsexamen ab.

Die Bestallung als Zahnarzt erhielt ich am 16. März 1977.

Von August 1977 bis Oktober 1978 leistete ich als Truppenzahnarzt meinen Grundwehrdienst ab.

Im Juni 1978 heiratete ich die Medizinstudentin Brigitte Langefeld.

Seit Januar 1979 bin ich als Assistent in einer Zahnarztpraxis in Mönchengladbach beschäftigt.

Mönchengladbach, den 5. Juli 1980

Robert Willecke